



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

**ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY**

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

**REŠERŠNÍ STUDIE MECHANICKÝCH VLASTNOSTÍ
TKÁNĚ LEBEČNÍ KOSTI**

RESEARCH STUDY OF MECHANICAL PROPERTIES OF CRANIAL TISSUE

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Lukáš Wojtek

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Petr Marcián, Ph.D.

BRNO 2019

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student: **Lukáš Wojtek**
Studijní program: Strojírenství
Studijní obor: Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce: **Ing. Petr Marcián, Ph.D.**
Akademický rok: 2018/19

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Rešeršní studie mechanických vlastností tkáně lebeční kosti

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Lebeční implantáty jsou fixovány k lebce pomocí mikro šroubů. V případě mechanického namáhání například při rychlém pohybu hlavy nebo při spánku může dojít k přetěžování rozhraní mezi kostní tkání a mikro šroubem. Posouzení tohoto namáhání je možné pomocí výpočtového modelování. To vyžaduje tvorbu vhodného výpočtového modelu lebeční kostní tkáně. Cílem práce je rešeršní studie mechanických vlastností tkáně lebeční kosti a pomocí dat pořízených na mikro-CT provedení analýzy spongiózní kostní tkáně lebeční kosti.

Cíle bakalářské práce:

Provést podrobnou rešeršní studii související s řešenou problematikou.

Na základě dodaných mikro CT dat provést měření morfometrických parametrů kostní tkáně (např. BV/TV).

Vytvoření výpočtových modelů trámečkové struktury spongiózní kostní tkáně lebky.

Provedení deformačně napěťové analýzy.

Seznam doporučené literatury:

CHAMRAD, J., MARCIÁN, P., BORÁK, L.: On the level of computational model of a human skull: A comparative study. Applied and Computational Mechanics, roč. 12, č. 1, str. 5-16. DOI: 10.24132/acm.2018.385, 2018

BORÁK, L., MARCIÁN, P.: Inhomogeneous Material Properties Assignment to Finite Element Models of Bone: A Sensitivity Study. In Engineering Mechanics 2017. s. 190-193. ISBN: 978-80-214-5497-2, 2017

RIDWAN-PRAMANA, A.; MARCIÁN, P.; BORÁK, L.; NARRA, N.; FOROUZANFAR, T.; WOLFF, J.:
Structural and mechanical implications of PMMA implant shape and interface geometry in cranioplasty
– a finite element study. Journal of cranio- maxillofacial surgery, roč. 44, č. 1, s. 34-44. DOI
<http://dx.doi.org/10.1016/j.jcms.2015.10.014>, 2016

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2018/19

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
děkan fakulty

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá problematikou určování mechanických vlastností lebeční kostní tkáně. V práci je provedena rešeršní studie související s experimentálním určováním mechanických vlastností kostních tkání. Uvedena je také stručná historie a vývoj zobrazovacích metod a jejich význam při výpočtovém modelování. V práci jsou popsány histomorfometrické parametry popisující strukturu kostní tkáně na mikro úrovni, způsob jejich výpočtu a jejich vliv na mechanické vlastnosti kostní tkáně. Praktická část práce se zaměřuje na zpracování mikro-CT snímků lebeční kosti, analýzu histomorfometrických parametrů (BV/TV, TbTh, TbSp) a následně na deformačně napěťové analýzy vybraných úseků lebeční kostní tkáně. Zjištěné Youngovy moduly pružnosti kostní tkáně [MPa] jsou srovnány s výsledky z experimentů zjištěných z literatury.

KLÍČOVÁ SLOVA

Počítačová tomografie, spongiózní kostní tkáň, histomorfometrické parametry, Youngův modul pružnosti, deformačně napěťová analýza

ABSTRACT

This bachelor thesis deals with the problematics of determining mechanical properties of cranial bone tissue. In this thesis a search study associated with an experimental determination of mechanical properties of bone tissues is executed. A brief history and progress of imaging methods and their importance of computation modelling are introduced. There are descriptions of histomorfometric parameters describing a structure of bone tissue at the micro level, ways of their computation and their impact on mechanical properties of bone tissue. Practical part of the thesis is focused on processing micro-CT images of cranial bone as well as analysing histomorfometric parameters (BV/TV, TbTh, TbSp) and subsequently stress strain analysis of selected sections of cranial bone tissue. Resulting Young's modulus of elasticity of bone tissue [MPa] are compared with results from experiments from literature.

KEYWORDS

Computer topography, cancellous bone, histomorfometric parameters, Young's modulus of elasticity, stress strain analysis

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

WOJTEK, Lukáš. *Rešeršní studie mechanických vlastností tkáně lebeční kosti*. Brno, 2019. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/116762>.
Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Petr Marcián.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně pod vedením Ing. Petra Marciána, Ph.D. a použila jsem pouze podklady uvedené v seznamu citované literatury.

V Brně dne

Podpis.....

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji Ing. Petru Marciánovi, Ph.D. za jeho pomoc, čas a cenné rady při psaní této bakalářské práce. Hlavně pak za pomoc a doplnění znalostí v oblasti biomechaniky, se kterou jsem se v této práci setkal poprvé a nebylo snadné se v ní zorientovat.

OBSAH

1	ÚVOD.....	11
2	POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE	12
3	CÍLE PRÁCE	12
4	REŠERŠE	13
4.1	Experimentální práce zabývající se určováním mechanických vlastností kostní tkáně ...	13
5	ZOBRAZOVACÍ METODY	14
5.1	Rentgen (RTG)	14
5.1.1	Princip zobrazování pomocí RTG	14
5.1.2	Využití RTG v praxi	15
5.2	Výpočetní tomografie (CT)	17
5.2.1	Princip zobrazování pomocí CT	18
5.2.2	Vylepšování systému CT přístrojů	18
5.3	Mikro-CT.....	19
5.3.1	Princip zobrazování pomocí mikro-CT	20
5.3.2	Nevýhody mikro-CT	21
6	ANALÝZA OBRAZU	21
6.1	Hounsfieldovy jednotky	21
6.2	Výstupní data.....	22
7	TYPY KOSTNÍCH TKÁNÍ.....	23
7.1	Spongiózní kostní tkáň	23
7.2	Kortikální kostní tkáň	23
8	HISTOMORFOMETRIE	24
8.1	Histomorfometrické parametry.....	24
8.2	Objemový podíl kostní tkáně (BV/TV).....	24
8.3	TbTh a TbSp.....	24
8.4	Výpočet lokální hodnoty tloušťky	25
8.4.1	Použitá metoda měření lokální tloušťky.....	25
9	POPIS DAT URČENÝCH KE ZPRACOVÁNÍ.....	27
10	PŘÍPRAVA SNÍMKŮ NA POČÍTAČOVU ANALÝZU.....	28
10.1	ImageJ.....	28
10.2	Segmentace snímků	28
11	MĚŘENÍ HISTOMORFOMETRICKÝCH PARAMETRŮ.....	30

11.1	Objemový podíl kostní tkáně	30
11.2	Střední trabekulární tloušťka a mazitrabekulární prostor	32
11.3	Tloušťka kortikální kostní tkáně	33
12	DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ ANALÝZA	36
12.1	Tvorba výpočtového modelu	36
12.1.1	Model geometrie	36
12.1.2	Model materiálu	36
12.1.3	Model vazeb a zatížení.....	36
12.1.4	Síť MKP	37
12.2	Prezentace výsledků deformačně napěťové analýzy.....	38
12.2.1	Výsledky totálního přetvoření a napětí	38
12.2.2	Výsledky Youngova modulu	39
13	POROVNÁNÍ VÝSLEDKŮ.....	41
14	ZÁVĚR	43

1 ÚVOD

Vývoj dnešní společnosti v oblasti zdraví a péče o tělo zažívá velký rozmach. To s sebou přináší i velké nároky, kladené na oblast medicíny a na její úroveň. Jednou z nejnáročnějších oblastí medicíny je zajisté chirurgie. Každý chirurgický zákrok je výrazným zásahem do organismu pacienta. Nejen kvůli bezpečnosti při samotném zákroku, ale i možným následným komplikacím je potřebná co nejlepší znalost vnitřních orgánů a podpůrných struktur v těle.

K nejrizikovějším poranění, které člověk může utrpět, jsou právě zranění hlavy. Je to z toho důvodu, že jakákoliv poranění mozku mohou mít za následek vážné komplikace, které ovlivní fungování celého organismu. Stejně rizikovým případem jsou i mozkové nádory. Nutnost chirurgického zákroku v oblasti hlavy je při těchto stavech velice častým jevem. Proto si oblast neurochirurgie zaslouží co nejvýraznější podporu.

Díky lebečním implantátům je moderní chirurgie schopna řešit i závažné poranění hlavy spojené s porušením integrity lebky. Toto řešení však přináší i možné komplikace spojené s mechanickým namáháním rozhraním lebka a mikro šroub či mini fixátor [1].

Posouzení chování soustavy lebky s implantátem a určení deformačně napět'ových stavů je možné experimentálním nebo výpočtovým modelováním. Nejčastěji je řešení provedeno výpočtovým modelováním, které nám umožňuje provádět efektivně řešení s uvažováním různých vstupních parametrů. Výpočtový model se skládá z dílčích modelů: model geometrie, model materiálu, model vazeb a model zatížení [2]. Zvláštní pozornost si zaslouží model materiálu, jehož charakteristiky u biologických materiálů jsou poměrně složité určit. U kostních tkání jsou mechanické vlastnosti závislé nejen na věku a stavu pacienta, ale také na vlastní architektuře a topologii kostní tkáně. Mikro architekturu je možné popsat na základě dat z mikro CT zařízení pomocí morfometrických parametrů [2].

Součástí procesu počítačového modelování je i analýza obrazových dat získaných za pomoci zobrazovacích metod. Proto je potřeba se zaměřit nejen na způsob získání těchto dat v co nejvyšší možné kvalitě, ale také na jejich správné zpracování.

K řešení komplexních úloh, zabývajících se deformačně napět'ovými stavy je zapotřebí účinný nástroj. Tím je bezesporu metoda výpočtového modelování za pomoci metody konečných prvků. Díky ní jsme schopni provádět deformačně napět'ovou analýzu za použití výpočtového modelu.

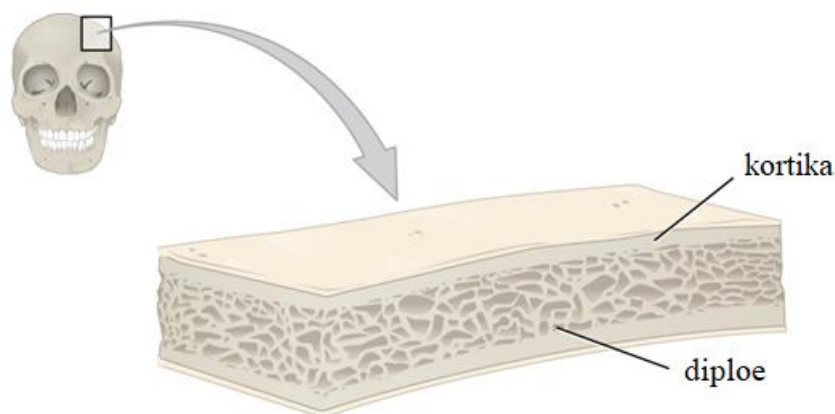
2

POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

Lebeční implantáty jsou fixovány k lebce pomocí mikro šroubů. V případě mechanického namáhání, například při rychlém pohybu hlavy nebo při spánku, může dojít k přetěžování rozhraní mezi kostní tkání a mikro šroubem. Posouzení tohoto namáhání je možné pomocí výpočtového modelování. To vyžaduje tvorbu vhodného výpočtového modelu lebeční kostní tkáně.

Při pohledu na průřez lebeční kosti je na první pohled zřetelné, že se nejedná o homogenní kontinuum. Její struktura má spíše podobu tří vrstev, kolmých k rovině řezu. Jako taková vykazuje výrazně nižší tuhost v ohybu ve srovnání s deformací v průběhu tloušťky [3]. Z makroskopického hlediska jsou rozlišovány v lebeční kosti dva typy kostních tkání. Celistvá a tvrdší kortikální kostní tkáň a vnitřní houbovitá spongiózní kostní tkáň. Při pohledu z mikroskopické perspektivy jsou kostní tkáně kortikální i spongiózní z mechanického hlediska velice podobné, jelikož jsou tvořeny stejnými kostními buňkami [1].

Cílem práce je rešeršní studie mechanických vlastností tkáně lebeční kosti a pomocí dat pořízených na mikro-CT provedení analýzy spongiózní kostní tkáně lebeční kosti.



Obrázek 1: Struktura lebeční kosti [38]

3

CÍLE PRÁCE

1. Provést podrobnou rešeršní studii související s řešenou problematikou
2. Na základě dodaných μ CT dat provést měření morfometrických parametrů kostní tkáně (např. BV/TV)
3. Vytvoření výpočtových modelů trámečkové struktury spongiózní kostní tkáně lebky
4. Provedení deformačně napěťové analýzy

4 REŠERŠE

4.1 Experimentální práce zabývající se určováním mechanických vlastností kostní tkáně

Nejčastěji je kostní tkáň ve výpočetních modelech vytvořena jako plné kontinuum, kterému jsou předepsány mechanické vlastnosti. Například homogenní, lineární a izotropní nebo ortotropní kontinuum [4].

První rozsáhlejší studie, zabývající se lidskou lebkou, publikovali Evans a Lissner v roce 1957 [5]. Po více než deseti letech přišli se svým výzkumem, zaměřeným na mechanickou tuhost, závislou na kvazistatické a dynamické rychlosti, Robbins a Wood. Přestože ke svým pokusům používali velké vzorky kostí, nezačlenili do svého výzkumu rozdělení kosti do vrstev, a dokonce neřešili ani nehomogenitu tkáně. Z tohoto důvodu není zcela jisté, nakolik jsou výsledky těchto výzkumů vhodné pro simulaci lidské lebky [6].

Během následujících let proběhlo mnoho dalších výzkumů, zabývajících se lidskou lebkou. Většina z nich zkoumala vlastnosti lebky v ohybu, odvozené od kompozitu, zahrnující i nehomogenitu a pórovitost materiálu. Některé z nich uvažovaly i rozložení struktury ve třech vrstvách. Kalibrace tloušťky jednotlivých vrstev byla prováděna vizuálně. Metody zobrazování mikrostruktur v materiálu byly do procesu přidány poměrně nedávno (Motherway v roce 2009) [7].

Do této doby však bylo u všech pokusů zanedbáno zakřivení lebky. Za pomoci ultrazvukového přenosu byl v roce 2002 odhadnut Youngův modul pružnosti kortikální kosti lidské lebky. Stále tu však byl problém s jemnou pórovitostí vnitřní spongiózní vrstvy. Ten se nedařilo vyřešit klasickou lékařskou počítačovou tomografií. Potřebné rozlišovací schopnosti docílily až moderní mikro tomografy. S jejich pomocí je již možné rozeznat jednotlivé vrstvy i vnitřní struktury tkáně [3].

Určováním mechanických charakteristik kostní tkáně lebeční kosti se zabývalo ve svých pracích mnoho výzkumných týmů. Dosažené výsledky některých z nich jsou uvedeny v tabulce 1. Jde o hodnoty Youngova modulu pružnosti určené tříbodovým ohybem kostních vzorků:

Tabulka 1: Výsledky experimentálních výzkumů lebeční kosti

Autor práce	Rok vydání	E [GPa]	Reference
J. A. Morthetway	2009	$4,5 \pm 1,71$	[8]
R. P. Hubbard	1971	$9,6 \pm 1,5$	[9]
J. Rahmoun	2014	$4,9 \pm 0,49$	[10]

5 ZOBRAZOVACÍ METODY

Pro neinvazivní analýzu vnitřních struktur existuje několik druhů zobrazovacích metod. Pro 2D analýzu je nejčastěji používán rentgen. Pro 3D zobrazení a analýzy se používá výpočtová tomografie (CT) a magnetická rezonance (MRI). Důležitou roli hraje rozlišovací schopnost přístrojů a vůbec schopnost přístrojů námi požadované struktury zobrazovat. Pro zjišťování mechanických vlastností výpočtovým modelováním je důležitá znalost mikro struktury kostních tkání, kterou je možné získat ze zařízení μ CT. Pro úplnost jsou v práci uvedeny technologie rentgenového snímání (to položilo základy pro vznik všech snímacích technologií) a CT (jeho předchůdcem).

5.1 Rentgen (RTG)

Rentgen je zařízení, které pracuje na principu rentgenového záření (dříve zvané také jako paprsky X). Jedná se o elektromagnetické záření o vlnových délkách v intervalu $\langle 10^{-8}; 10^{-15} \rangle$ m [11]. Vzniká při srážce letících elektronů s kovovou elektrodou. Letící elektron předá svoji kinetickou energii elektronu, který se nachází na vnitřní slupce atomového obalu materiálu anody a dojde k jeho excitaci. Jeho návrat do základního energetického stavu je provázán s vyzářením fotonu a velkým nárůstem tepla. Toto charakteristické rentgenové záření se hojně využívá v analytické chemii, neboť záření, vyprodukované tímto způsobem, není závislé na anodovém napětí, ale pouze na materiálu anody. Není však úplně vhodné pro diagnostiku. K té se používá tzv. brzdné záření, které vzniká při srážce rychle letících elektronů s terčem. Při průchodu terčem elektrony změni svoji trajektorii a zpomalí se. Energie, kterou ztratily během průchodu terčem, se poté vyzáří ve formě brzdného rentgenového záření. To je charakteristické svým širokým spojitým energetickým spektrem. Tvrdost záření není závislá na materiálu anody, ale pouze na rychlosti elektronů. Proto lze lépe jemně korigovat jeho tvrdost za pomoci urychlovacího napětí. Díky tomu má široké využití nejen v diagnostice, ale i v oborech radioterapie či průmyslové defektoskopie [12].

Toto záření, nazývané rentgenka, objevil v roce 1895 známý německý fyzik Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923), který za svůj objev obdržel jako první člověk v historii Nobelovu cenu za fyziku. Jeho objev se mu však stal osudným. Doplatil na škodlivost vysokoenergetického záření a na následky jeho působení nakonec zemřel [13].

5.1.1 Princip zobrazování pomocí RTG

Velice krátká vlnová délka rentgenového záření určuje také jeho základní vlastnosti: schopnost procházet látkami, interagovat s fotografickou emulzí, či vyvolat při průchodu látkou ionizující účinky. Při ozáření vzorku je část záření pohlcena látkou a mění se na vnitřní energii látky. Míra pohlcení je značně ovlivněna chemickým složením látky (převážně protonovým číslem chemického prvku, kterým je látka tvořena). Vyšší protonové číslo zaručuje vyšší pohltivost záření látkou. Tohoto principu se využívá právě při zobrazování kostních struktur. Kost je totiž tvořena převážně fosforečnanem vápenatým. Ten pohlcuje rentgenové záření 150krát více než voda, která tvoří převážnou část svalové hmoty. Proto se na výsledném snímku jeví kost tmavší (záření bylo kostmi pohlceno více) než svalová hmota.

Tento jev lze dobře pozorovat na asi nejznámějším rentgenovém snímku, který pořídil sám Wilhelm Röntgen. Je to snímek ruky jeho ženy s prsteny, který pořídil náhodou při jednom ze svých experimentů (obrázek 3) [11].



Obrázek 2: Ruka s prsteny; autor: Wilhelm Röntgen [39]

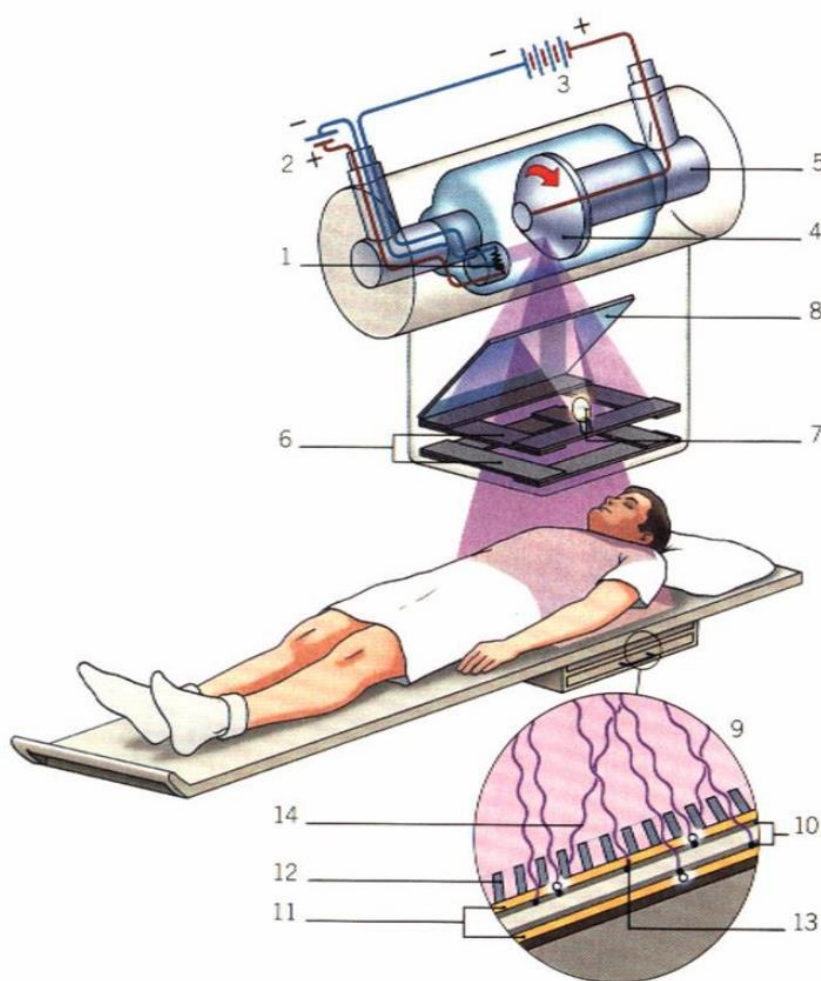
5.1.2 Využití RTG v praxi

Rentgenové záření se velice rychle stalo velkým pomocníkem v oblasti lékařství. Možnost nahlédnout do nitra člověka, aniž by bylo potřeba chirurgického zákroku, zachránilo mnoho lidských životů. Avšak i tato technologie má svá úskalí. Jelikož jsou pozorované struktury často prostorově komplikované, dochází často k překryvu jednotlivých vrstev, a tím vzniká zkreslení obrazu. Proto je zapotřebí vždy určit správný úhel projekce.

Navíc je zřejmé, že vysokoenergetické, krátkovlnné záření není pro živou tkáň zdravé. Proto je potřeba u snímání ještě živých tkání omezit čas vystavení a snížit intenzitu záření na co nejnižší možnou hodnotu tak, aby nebyla potlačena rozlišovací schopnost přístroje.

Princip vyšetření pomocí rentgenu je zobrazen na obr. 4. Rentgenová výbojka je tvořena svinutým wolframovým vláknem, uschovaným v evakuované skleněné trubici. Toto vlákno tvoří katodu rentgenky (1) a je zdrojem elektronů. Nízkým napětím (2) je vlákno zahříváno a tím jsou uvolněny elektrony z jeho povrchu. Vysokým napětím (3) jsou uvolněné elektrony kumulovány a urychlovány. Toto napětí vzniká mezi cílovým terčíkem tvořící anodu (4) a katodou (1). Letící elektrony narážejí na wolframovou anodu (4), čímž vzniká rentgenové záření. Kinetická energie, která se nevyžáří, je přeměněna na vnitřní energii anody. Tím je anoda zahřívána. Pro zabránění jejímu přehřátí je anodou otáčeno za pomoci motoru (5) s frekvencí 300 min^{-1} .

Než proniknou paprsky až k tělu pacienta, procházejí několika clonami (6). Těmi je omezena velikost rentgenového pole a je přizpůsobena rozměrům filmu (9). Žárovka (7) vytváří svazek paprsků viditelného světla. To je pomocí zrcadla (8) směřováno tak, aby přesně kopírovalo dráhu lidským okem neviditelných rentgenových paprsků. To umožňuje obsluhu přístroje snazší směřování rentgenových paprsků na vybranou část těla. Film (9), na který se zaznamenává intenzita rentgenového záření, je fotografický film s vysokou citlivostí, obalený po obou stranách emulzí (10), detekující rentgenové i viditelné spektrum záření. Film je vložen mezi dvě fluorescenční stínítka. Ty po interakci s rentgenovým zářením začnou vysílat viditelné světlo. Jak toto světlo dopadá na film, vytváří obraz pacientova těla, který je mnohem výraznější, než obraz, který by vznikl jen díky rentgenovému záření. Nad tímto filtrem se nachází mřížka s velkým počtem otvorů (12). Ta eliminuje záření, které neprošlo přímo pacientovým tělem (14) [11].



Obrázek 3: Schéma skenovacího zařízení na principu RTG [11]

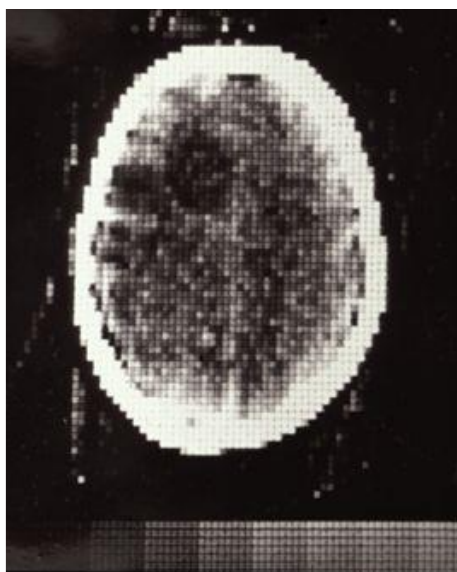
Hlavní nevýhodou RTG je neschopnost zařízení pracovat v prostoru. Vznikají vždy pouze 2D modely. Princip jeho fungování se však stal základem pro další technologie. Principy, ověřené dlouholetou praxí právě na RTG přístrojích, dopomohly ke vzniku μ CT zařízení, které k výzkumům používáme dnes.

5.2 Výpočetní tomografie (CT)

Princip výpočetní tomografie stojí na základech RTG. Jediný rozdíl spočívá v tom, že rentgenové paprsky se do vzorku pouštějí pod různými úhly a výsledný obraz je výsledkem matematické rekonstrukce. To znamená, že výsledný obraz vzniká z většího množství sumačních rentgenových snímků. Jsme tak schopni vytvořit trojrozměrný model, a navíc výrazně zvýšit kontrast výsledného snímku. Tak je možné pohlížet na struktury odděleně a nedojde tak k překrytí, které by zkreslovalo výsledky měření. Tento pokrok však mohl být začleněn do procesu až během vzestupu počítačové techniky koncem 60. let 20. století.

Jako první přišel s myšlenkou výpočetní tomografie britský inženýr Godfrey Newbold Hounsfield. Ten sestrojil i první prototyp, který byl 1. října roku 1971 poprvé otestován na živé pacientce, která měla podezření na tumor v čelním laloku [14].

Ve stejné době na své myšlence počítačové tomografie pracoval i Američan Allan McLeod Cormack. Oba dva za svoji práci dostali Nobelovu cenu za lékařství. Po prvním úspěšném užití přístroje se začala nová technologie rychle šířit. Původní přístroj měl rozlišení 80x80 a jeden snímek trval okolo 5 minut. Už v roce 1975 uvedla firma EMI (pod vedením Hounsfielda) nový přístroj pod označením CT 5000 s rozlišením 320x320. Vývoj přístroje šel velice rychle kupředu a v roce 1978 byly instalovány přístroje s rozlišením 512x512. Dnešní přístroje mají rozlišení 1024x1024 a doba jednoho snímku je 0,3 sekundy. Posun v technologii CT lze demonstrovat na kvalitě pořízených snímků (obrázky 4 a 5) [15].



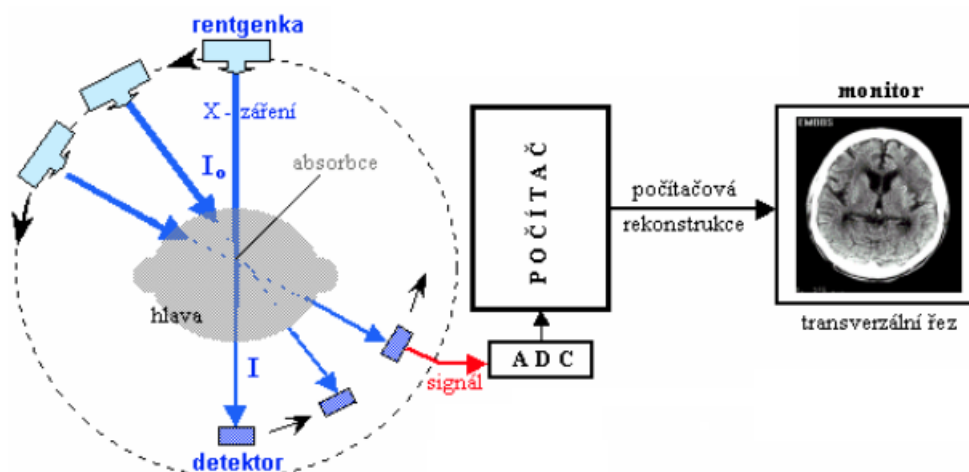
Obrázek 5: První snímek pořízený za pomoci CT [14]



Obrázek 4: Soudobý CT snímek [40]

5.2.1 Princip zobrazování pomocí CT

Pro vznik úplného CT snímku je zapotřebí několik rentgenových snímků v rozsahu 360° . Ty jsou získány díky zařízení, skládajícího se z rentgenky a detektoru, které obíhá vzorek po kruhové trajektorii. U počítačové tomografie se využívá brzdného rentgenového záření. To je emitováno na anodě rentgenky a potom prochází skenovaným materiálem. Po dopadu na detektor je nasnímána intenzita záření a data jsou poslána ke zpracování do počítače, kde jsou snímky převáděny za pomoci Radonovy transformace na výsledné CT snímky (obrázek 7). Záření, zachycené detektorem, má vždy nižší intenzitu nežli výstupní záření rentgenky [16].



Obrázek 6: princip fungování CT přístroje s jednou rentgenkou a jedním detektorem [16]

5.2.2 Vylepšování systému CT přístrojů

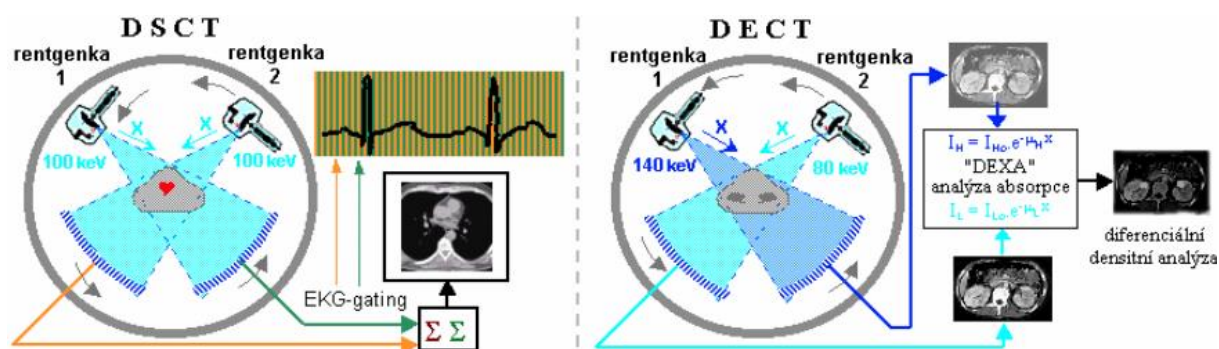
Systém vytváření obrazu pomocí jedné rentgenky a jednoho detektoru se používal u prvních generací CT přístrojů (70. a 80. léta). Nevýhodou byla značná zdlouhavost vytváření obrazu. Moderní přístroje pracují na trochu modifikovaném systému. Paprsek rentgenky je směřován a vycloněn pomocí soustavy kolimátorů do tvaru vějíře s vrcholovým úhlem 40° . Naproti rentgence je pak umístěno velké množství detektorů (300-1000) v odpovídající kruhové výšeči (obrázek 7) [16].

Datový přenos a napájení přístroje bylo na počátcích řešeno pomocí kabelu. To omezovalo použití přístroje vždy pouze na jednu otáčku. Poté se přístroj musel vrátit do původní pozice, aby se kabely nezamotaly. V současnosti je využíván systém slip-ring (klouzavé prstěny), který dokáže za pomoci vodivých prstenců a sběrných kartáčů udržet neustálý přenos, a to nezávisle na rychlosti či počtu otáček přístroje [16].

MDCT je anglická zkratka pro víceřadý CT přístroj (Multi Detector CT). U tohoto přístroje jsou detektory rozmístěny do několika prstenců, poskládaných vedle sebe v axiálním směru. V kombinaci s vhodným natvarováním rentgenového paprsku nám víceřadé detektory dovolují snímat hned několik transverzálních řezů naráz. Dokážeme tedy současně analyzovat hned několik tenkých vrstev. Technické možnosti se rozšiřují, a tak již máme k dispozici i 64 řadové MDCT přístroje [16].

Další inovací je zapojení druhého zdroje záření. Přístroje obsahují dva systémy rentgenka/detektor. Ty jsou umístěny kolmo k sobě a obraz snímají současně. Tato konstrukce přináší dvě velké výhody (v závislosti na režimu, ve kterém fungují):

1. Obě rentgenky pracují při stejném anodovém napětí. To má za následek výrazné zkrácení expozičního času a zvýšení rychlosti snímkování. Tato metoda se nazývá DSCT (z anglického Dual Source CT) a je vhodná zvláště pro snímání pohybujících se modelů (např. při CT srdce, které má určitou tepovou frekvenci) (obrázek 7) [16].
2. Každá rentgenka pracuje na jiných anodových napětích. DECT (z anglického Dual Energy CT) využívá toho, že každá z rentgenek vytváří záření o jiné energetické úrovni. Díky tomu jsme schopni získat lepší přehled o rozložení hustoty materiálu ve vzorku. Můžeme tak rozlišovat i různé druhy tkáně (obrázek 8) [16].



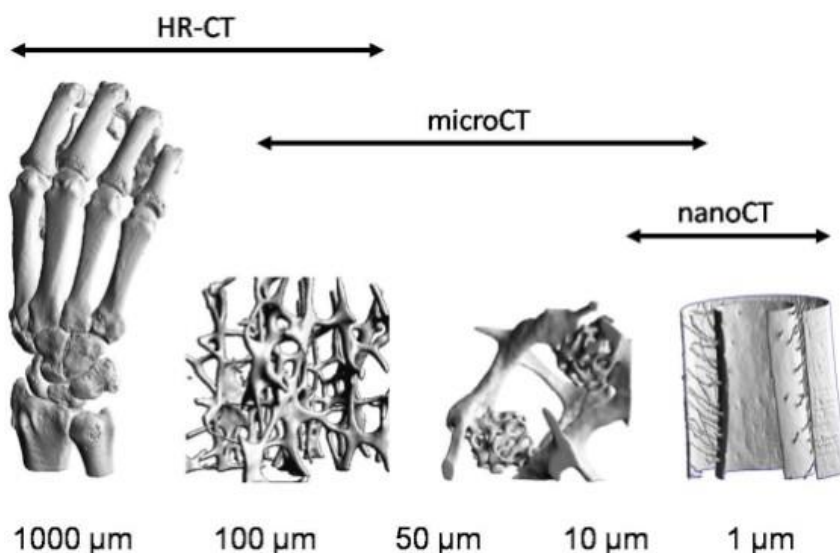
Obrázek 7: Systém DSCT a DECT využívající dvou rentgenek a více detektorů [16]

5.3 Mikro-CT

Historie mikro-tomografického přístroje sahá do roku 1980, kdy ho jako první sestrojil Jim Elliott [17]. Tento pokrok byl umožněn díky přenesení technologie výpočtové tomografie z oblasti klinik do výzkumného prostředí. Aplikace na živé pacienty totiž neumožňovala, z důvodů jejich bezpečnosti, prodlužování expozičního času ani zvyšování přesnosti. Při snímání vzorků však delší vystavení radiaci nevadilo. První zveřejněné mikro-CT snímky byly snímky hlemýžďe o velikosti 50 μm [17].

Až v roce 1994 se, po prezentaci prvního komerčně dostupného mikro-CT skeneru, tato technika stala standardní výbavou laboratoří, zabývajících se výzkumem kostí. V dnešní době jsou in-vivo a in-vitro mikro-CT skenery celosvětově dostupné [18].

Díky rozšíření této technologie, je nyní k dispozici mnoho přístrojů s širokou škálou rozlišení. Jsme tak schopni zkoumat objekty o velikosti celých těl až po buněčnou strukturu látek. Nejen to přispělo k aplikaci tohoto zařízení v oblasti nedestruktivních metod výzkumu.

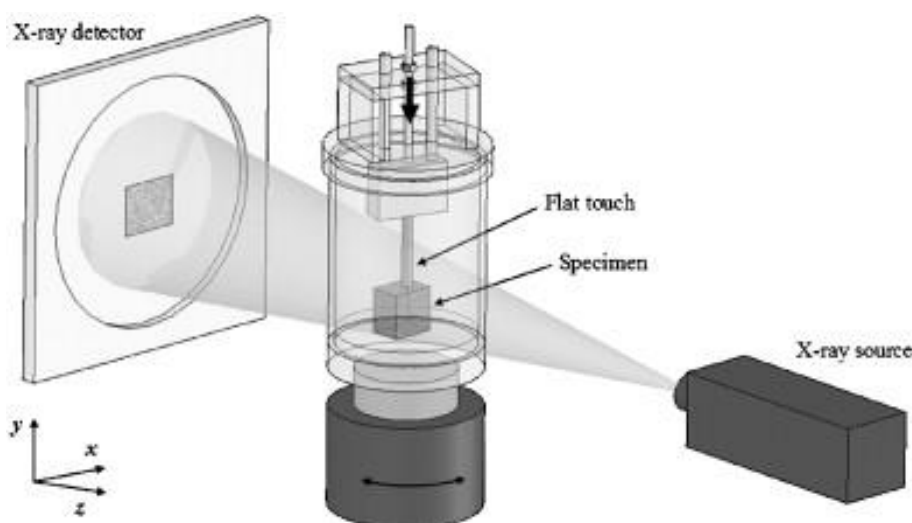


Obrázek 8: Rozsah rozlišovacích možností jednotlivých typů CT [18]

5.3.1 Princip zobrazování pomocí mikro-CT

Princip, na kterém funguje mikro-CT zařízení, je velice podobný klasické výpočetní tomografii. Opět zde potřebujeme získat snímky v rozsahu 360° kolem celého objektu. Je zde však velký rozdíl v konstrukci přístroje. Zatímco klasická tomografie využívá pohybu rentgenky a detektorů, u mikro-CT skenerů je rotační pohyb vykonáván vzorkem, který se otáčí kolem své podélné osy (obrázek 9). Výhodou této konstrukce je jednoduchost instalace a kompaktní rozměry přístroje. [19].

Díky tomu je možné přesněji nastavit vzdálenost mezi objektem a zdrojem RTG záření. Toto nastavení zásadním způsobem ovlivňuje rozlišovací schopnost přístroje. Přiblížením vzorku k rentgence dochází k nárůstu zvětšení. Může tak nastat situace, kdy nejsme schopni nasnímat celý vzorek. Získáme však mnohem detailnější snímek vnitřních struktur [19].



Obrázek 9: Princip konstrukce mikro-CT přístroje [42]

5.3.2 Nevýhody mikro-CT

Hlavní nevýhodou zařízení jsou vysoké hodnoty ozáření. Není proto možné zkoumat živé tkáně. Vysoké dávky radiace by poškodily buněčnou strukturu. Skenovací prostor bývá také z konstrukčních důvodů omezen (v řádu desítek cm). Tyto nedostatky jsou však nezbytné, pro dosažení tak vysokého rozlišení. To se u mikro-CT zařízení pohybuje kolem 0,001–0,02 mm [19].

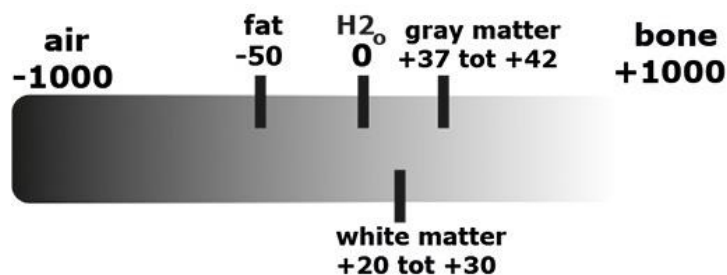
6 ANALÝZA OBRAZU

Obraz vznikající v CT zařízeních je tvořen řádově kolem 250 000 voxely (části objemu, představující hodnotu v pravidelné mřížce trojdimenzionálního prostoru [20]). Pro získání hodnoty absorpce záření měřeného objektu rozděleného do voxelů je nezbytné, aby jím RTG záření prošlo několikrát pod různými úhly. Míra absorpce záření je vyjádřena za pomoci denzitní jednotky: Hounsfieldovy jednotky (HU). Ty nám udávají absorpci záření jednotlivých voxelů měřeného objektu, které jsme ozářili [21].

6.1 Hounsfieldovy jednotky

Pro přepočítání dat vystupujících z CT zařízení na HU se používá přepočební vztah (1). Hodnoty CT čísel jsou lineárně závislé na hustotě měřené tkáně. Při převodu je třeba započítat kalibraci přístroje. K tomu se využívají referenční hodnoty CT čísel vody $CT_w = 1000$ a vzduchu $CT_a = 0$. Díky tomu jsme schopni určit přibližnou hodnotu HU pro většinu materiálů snímaných CT zařízením [22].

$$HU = 1000 \cdot \frac{CT - CT_w}{CT_w - CT_a} \quad (1)$$



Obrázek 10: Škála HU přiřazená k výsledné barvě zobrazení na výstupu CT [41]

Tabulka 2: Přehled významných hodnot HU [18]:

Prostředí	Densita HU
Vzduch	−1000
Tuk	−50 – −100
Voda	0
Bílá hmota mozková	30
Šedá hmota mozková	34
Krev	47
Játra	40–60
Svaly	35–75
Vazivové tkáně	60–90
Chrupavka	80–130
Kost	1000–3000

6.2 Výstupní data

Data vycházející z lékařských CT mají formát DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Jedná se o univerzální a celosvětově používaný formát, díky kterému jsou všechna data přenositelná. Sjednocení formátu také napomáhá výrobcům skenovacích zařízení a vývojářům softwarových programů k úspěšné kompatibilitě jejich produktů. Součástí souboru s koncovkou DICOM je nejen samotný obraz (v rastrovém formátu), tvořený voxely v různých odstínech šedé barvy, ale také základní informace o pacientovi. Ještě důležitější jsou však informace o nastavení zařízení. Tím jsou myšleny informace o velikosti voxelu, poloze jednotlivých řezů, intenzitě voxelů a hloubce jednotlivých barev. Přístup k těmto informacím je nezbytný pro následnou počítačovou analýzu [23].

7 TYPY KOSTNÍCH TKÁNÍ

Z mechanického hlediska můžeme kostní tkáň rozdělit na dva základní typy. Kortikální a spongiózní kostní tkáň. Obě struktury se vyskytují ve všech kostech lidského těla, i když pokaždé v různém množstevním zastoupení. Také jsou tvořeny stejnými kostními buňkami – osteomy. Jediný rozdíl je tedy v uspořádání hmoty.

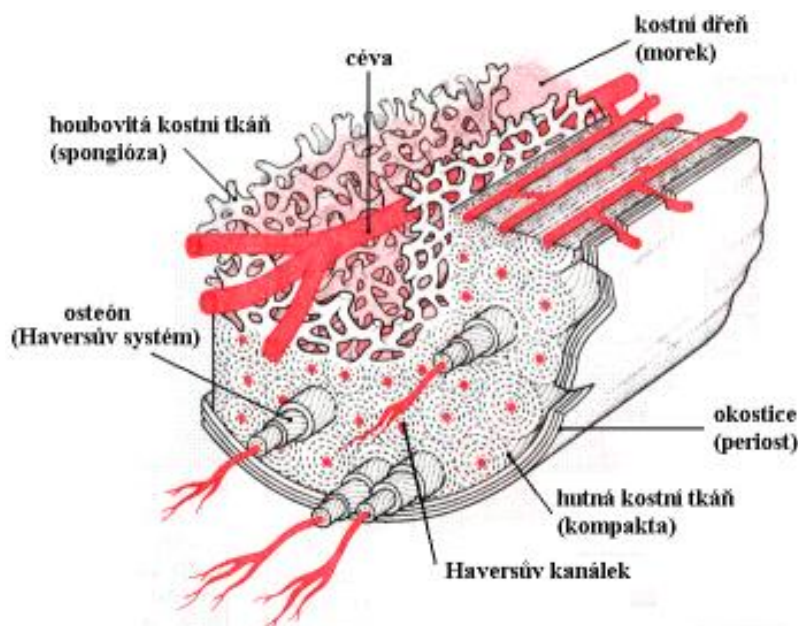
7.1 Spongiózní kostní tkáň

Tato tkáň je tvořena hustou sítí trámeček, kterou prochází soustava cév a nervů. Jednotlivé trámečky jsou orientovány takovým způsobem, aby co nejlépe odolávaly zatížení, a přitom měly co nejmenší hmotnost. Toto uspořádání se nazývá architektonika kosti a je jedinečná pro každou kost. Navíc se dokáže během života měnit a přizpůsobovat novým potřebám. Více zatěžované trámečky jsou časem posilovány a méně zatěžované jsou oslabovány a v extrémních případech i zcela odbourávány [24].

Některé výzkumy potvrzují spojitost mezi mechanickými vlastnostmi spongiózní kostní tkáně (například u Youngova modulu pružnosti) a objemovým podílem kostní tkáně [25].

7.2 Kortikální kostní tkáň

Tento druh kostní tkáně je tvořen velice tvrdým a pevným materiálem. Jeho uspořádání je kompaktnější, neobsahuje žádnou větší pórovitost a vykazuje výraznou pevnost v daném směru. Díky tomu tato tkáň vytváří dostatečně pevný povrch kosti. Kvůli výrazné jednosměrné pevnosti je výsledný tvar kostí zásadně ovlivněn právě silami, kterými jsou po dobu života zatíženy [24].



Obrázek 11: Podrobná struktura kosti (převzato z Midgley et al. 1993)

8 HISTOMORFOMETRIE

Histomorfometrie je histologická metoda, díky které jsme schopni vytvářet kvantifikační hodnocení mikroskopického obrazu (popsat jeho jednotlivé části za pomoci fyzikálních veličin). K popisu lze využít absolutních hodnot (například tloušťka trabekuly) nebo poměrné zastoupení v celém objemu vzorku (například poměr celkového objemu kosti a kostní dřeně). Principem této metody je výpočet ploch či obvodů pozorovaného objektu za pomoci kalibrovaného rastru či jiných podpůrných programů [26].

Moderní procesy hodnocení probíhají buď poloautomaticky nebo zcela automaticky. Je-li obraz posuzován poloautomaticky, je obraz promítnut uživateli a ten, za pomoci grafického rozhraní, sám vybírá plochy či obvody, které pak počítač samostatně zpracuje. Při využití automatické metody je obraz snímám a automaticky hodnocen podle předepsaného algoritmu. Uživatel má možnost před vstupem do programu obraz ještě upravit tak, aby jej příslušný kostní program správně zpracoval [27].

8.1 Histomorfometrické parametry

V kostní tkáni měříme různé druhy parametrů. Jde hlavně o ty, které popisují strukturu (mikroarchitekturu trabekulární kosti), formaci kosti (parametry popisující statické a dynamické vlastnosti) či resorpci (míru vstřebávání látek či záření kostní tkání) [27].

8.2 Objemový podíl kostní tkáně (BV/TV)

Objemový podíl kostní tkáně, nebo také BVF (bone volume fraction), je poměr mezi objemem kosti a celkovým objemem analyzované oblasti. Udává se v procentech [28].

V praxi se používají dvě metody výpočtu. První pracuje na bázi voxelu v trojdimenzionálním prostoru. Při použití této metody je jednoduše počet voxelů v popředí binarizovaného obrazu (bíle vybarvená kost) podělena počtem voxelů v obraze. Zatímco u druhé metody (povrchové) je vygenerována síť reprezentující popředí (opět se jedná o kost) a BV je vyjádřen tímto povrchem, kdežto TV je objem vyjádřený povrchem ohraničující celý testovaný objem [29].

8.3 TbTh a TbSp

Střední trabekulární tloušťka (TbTh) je poměr mezi celkovou plochou kosti a obvodem trámečkové kosti. Jednotkou jsou μm . Spolu se střední hodnotou velikosti mezitrabekulárních prostor (TbSp) se jedná o histomorfometrické parametry, které se počítají přímo z hodnot pixelů v mapě hodnot lokálních tlouštěk. Jako trabekuly jsou brány prvky popředí binarizovaného obrazu. Prvky pozadí jsou brány jako volný prostor mezi trabekulami a je z nich počítán střední hodnota velikosti mezitrabekulárních prostor [29].

Oba parametry jsou klíčové v charakterizaci 3D struktury spongiózní kosti. V rámci několika studií byla zjištěna korelace těchto parametrů s pevností kosti. Navíc bylo pozorováno, jak se tyto parametry mění v závislosti na věku či konzumaci medikamentů [30].

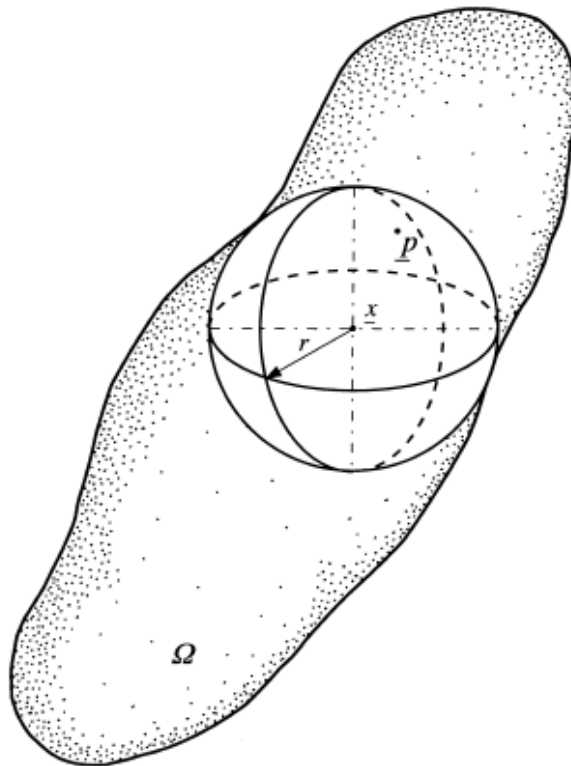
8.4 Výpočet lokální hodnoty tloušťky

Pro měření $TbTh$ a $TbSp$ je nutné posouzení průměrné tloušťky vnitřní struktury a distribuce tloušťky v obrazech 2D i 3D a to nezávisle na složitosti dané struktury či mezistrukturálních prostor. Tradičně se pro posuzování 3D modelů z naměřených 2D snímků využívaly klasické stereologické metody. Ty spočívaly v odhadu geometrie za pomoci dobře známých objektů s nižší prostorovou problematikou (válce, desky, koule a další). Průměrná tloušťka může být odvozena z plošného základu; pokud se však reálná struktura liší od našeho předpokladu, jsou výsledky zkresleny v neznámém rozsahu a data pro nás nejsou příliš použitelná [31].

Novější 3D techniky, využívající snímání v na sobě nezávislých rovinách, jsou již o něco přesnější. Díky možnosti více pohledů, jsme schopni lépe odhadnout strukturu a náhrada jednoduššími objekty je o něco přesnější. Pro výpočet trabekulární kosti je však tato metoda nedostačující (Kinney et al., 1995). Remodelovaná struktura byla až radikálně pozměněna a odvozený průměr trabekulární kosti následným měřením neodpovídal praxi [31].

8.4.1 Použitá metoda měření lokální tloušťky

Program *ImageJ*, ve kterém bylo měření histomorfometrických parametrů prováděno, používá speciální plugin *BoneJ*, který k měření tloušťky trabekulárních struktur využívá metodu založenou na počítání objemů skrze přikládání koulí ke každému bodu v dané struktuře [31].



Obrázek 12: Koule (X,r) , vepsaná struktuře Ω a pod P náležící kouli i struktuře [31]

Lokální tloušťka popsaná Hildebrandem a Rüsseggerem (1997) může charakterizovat i velice komplexní 3D binární obraz složitých struktur jako je například kost, buňka či papírové vlákno. Necht' je daná struktura o objemu $\Omega \in R^3$, potom lokální tloušťka $\tau(p)$ v bodě $p \in \Omega$ je definovaná jako průměr největší koule, která tento bod obsahuje a zároveň je celý její objem součástí struktury Ω (obrázek 11) [32].

$$\tau(p) = 2 \cdot \max(\{r | p \in sph(x, r) \subseteq \Omega, x \in \Omega\}) \quad (2)$$

V rovnici (2) vidíme matematickou definici lokální tloušťky bodu $\tau(p)[\mu m]$. Ta je vyjádřena za pomoci poloměru $r[\mu m]$ největší koule $sph(x, r)$, kterou je možné vepsat struktuře Ω , a které zároveň náleží bod P .

Nejsložitější částí je transformovat binární obraz do obrazu lokálních tlouštěk. Jako první je provedena transformace vzdáleností v euklidovském prostoru (obrázek 13). Tím získáme přesně definovanou lokální tloušťku pro každý bod naší struktury. Následuje zjednodušení odstraněním všech bodů, jejichž koule je již zcela obsažena v odpovídajících oblastech jiných bodů [32].

0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	1	0
0	1	1	1	1	1	0	0	1	2	2	2	1
0	1	1	1	1	1	0	0	1	2	3	2	1
0	1	1	1	1	1	0	0	1	2	2	2	1
0	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	1	1
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Obrázek 13: Euklidovská transformace; binární obraz (vlevo); transformovaný obraz (vpravo)

Jako hlavní tloušťku potom definujeme aritmetickou střední hodnotu všech místních tlouštěk všech bodů ve struktuře (3) [31].

$$\bar{\tau} = \frac{1}{Vol(\Omega)} \iiint_{\Omega} \tau(x) d^3x \quad (3)$$

kde objem celkové struktury $Vol(\Omega)$ je vyjádřen jako [31]:

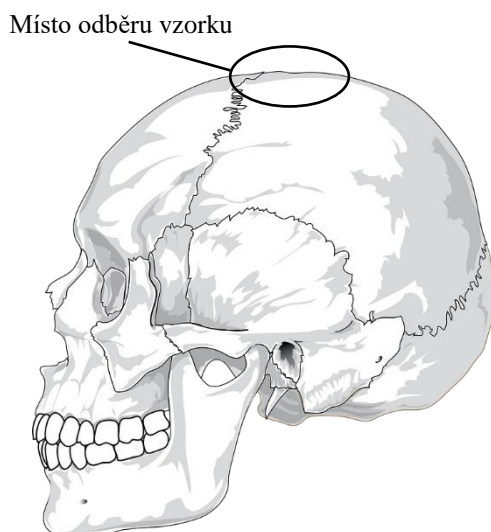
$$Vol(\Omega) = \iiint_{\Omega} d^3x \quad (4)$$

Maximální lokální tloušťka je pak zcela logicky ekvivalentem pro průměr největší koule, která se dá vepsat danému objemu Ω [31].

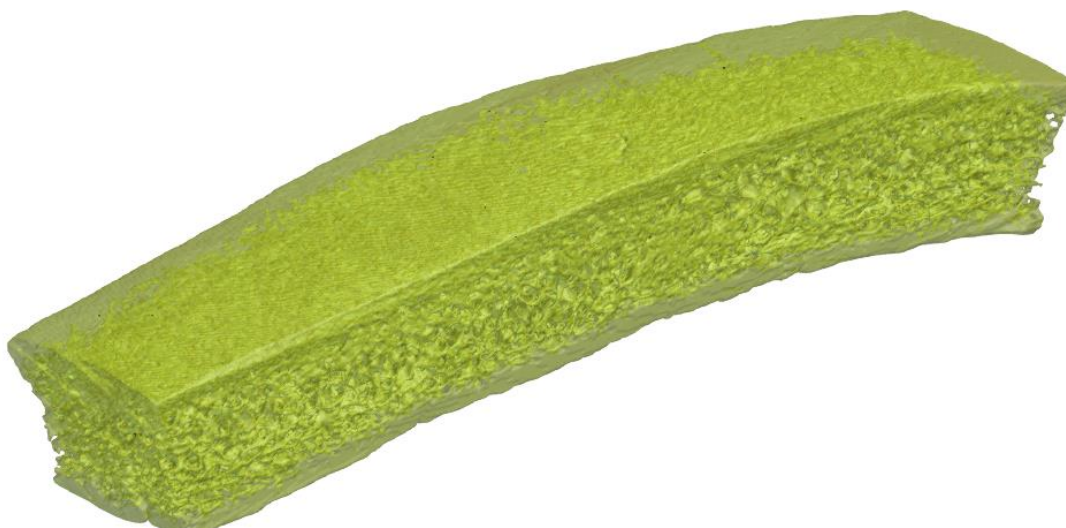
$$\tau_{max} = \max(\{\tau(p) | p \in \Omega\}) \quad (5)$$

9 POPIS DAT URČENÝCH KE ZPRACOVÁNÍ

Ke zpracování bylo dodáno 1 718 mikro-CT snímků vzorku lebeční kosti z oblasti temene hlavy. Nastavení CT bylo $0,045 \times 0,045$ [mm]. Toto nastavení je důležité pro správnou kalibraci všech programů použitých ke zpracování snímků a měření.



Obrázek 14: Umístění analyzovaného vzorku [43]



Obrázek 15: Model geometrie vzorku

10 PŘÍPRAVA SNÍMKŮ NA POČÍTAČOVU ANALÝZU

Pro získání histomorfometrických parametrů z dodaných snímků bylo potřeba provést poloautomatickou metodu hodnocení. Jako základní nástroj v tomto procesu byl použit software *ImageJ* s rozšiřujícím pluginem *BoneJ*.

10.1 ImageJ

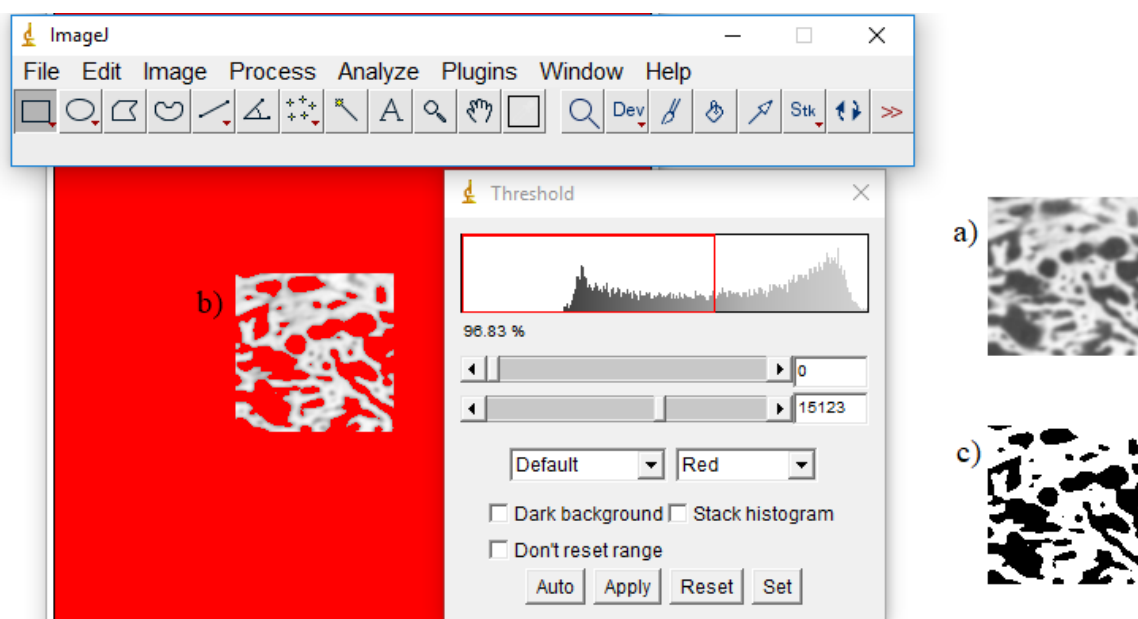
Program *ImageJ* je program určený ke zpracování obrazu, fungující na veřejné doméně Java. Může být spuštěn online jako applet (jednoduchý program, který se uživateli stáhne do zařízení a následně si jej otevírají a používají jiné programy či webové stránky nebo jako aplikace stažená do jakéhokoliv zařízení s virtuálním rozhraním Java 1.4 nebo novějším.

ImageJ nám dovoluje zobrazovat, upravovat, analyzovat, zpracovávat a ukládat 8bitové, 16bitové i 32bitové obrázky. Dokáže otevřít mnoho různých druhů obrázkových formátů, např. TIFF, PNG, JPEG, GIF, JPEG, BMP, DICOM, FITS, stejně tak jako RAW data (data, která pocházejí přímo ze snímače a nejsou nijak upravená) a mnoho dalších.

Program může vypočítat statistiku plochy a hodnoty pixelů uživatelem definovaných výběrů a objektů s intenzitou prahových hodnot. Umí měřit vzdálenosti a úhly. Může vytvářet histogramy hustoty a grafy liniových profilů. Podporuje standardní funkce zpracování obrazu, jako jsou logické a aritmetické operace mezi obrazy, manipulace s kontrastem, konvolucí, Fourierovou analýzou, ostřením, vyhlazováním, detekcí hran a středním filtrováním [33].

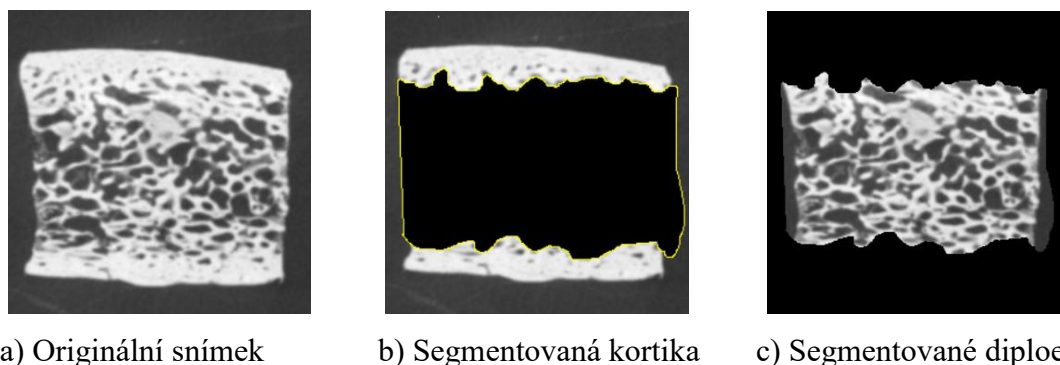
10.2 Segmentace snímků

K provádění všech měření a tvorbě modelů je zapotřebí mít binární obraz. K tomu je v programu *ImageJ* připravena funkce *Threshold* (*Ctrl+Shift+T*; *Image-Adjust-Threshold..*).



Obrázek 16: Převod na binární obraz; originální snímek a); algoritmus *Threshold* b); binární obraz c)

Tento algoritmus segmentuje histogram obrazu do dvou tříd pomocí Gaussova modelu. Pak vypočítá práh obrazu jako průsečík těchto dvou tříd. Tato technika segmentace má tu výhodu, že najde práh, který je v některých případech blíže reálným datům. To záleží na kvalitě snímků, druhu zkoumané struktury a způsobu následné analýzy. Gaussovske parametry mohou být také použity pro zpracování dvou získaných oblastí [33].

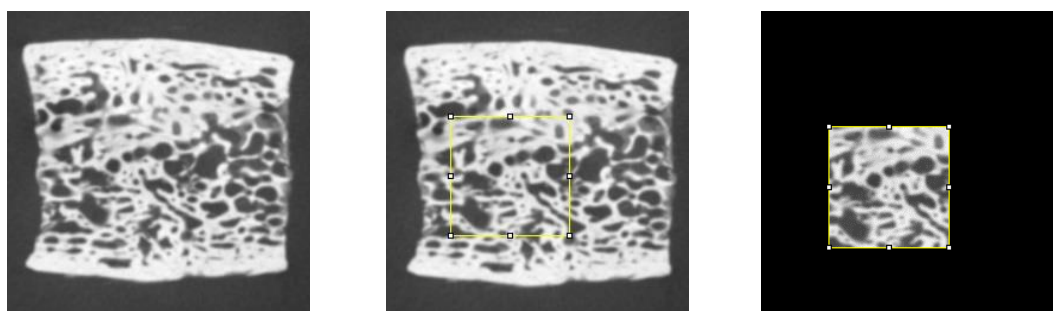


a) Originální snímek b) Segmentovaná kortika c) Segmentované diploe

Obrázek 17: Proces segmentace za pomoci volného výběru

Pro zpracování dat bylo zapotřebí oddělit kortikální kostní tkáň od spongiózní. Tomuto procesu se říká segmentace. Odstraněná spongiózní oblast byla uložena do samostatného souboru pro další zapracování. Proces výběru a segmentace je popsán na následujícím obrázku. K analýze bylo dodáno 1 718 mikro-CT snímků. Z důvodu vysokých nároků na ruční výběr separované části, byl pro vytvoření modelu kortikální kosti takto vyseparován každý desátý snímek funkcí *Freehand selection* (volný výběr).

Dále je zde možnost výběru za pomoci předdefinovaných geometrických tvarů. V našem případě byl využit příkaz *Rectangle* (obdelníkový výběr). Je-li potřeba zachovat stejný rozměr stran, je možné přidržet klávesu *Shift* při výběru změnit typ výběru na čtvercový. Díky funkci *Clear outside (Menu – Edit)* bylo odstraněno okolí zájmové oblasti.



a) Originální snímek b) Výběr za pomoci čtverce c) Segmentovaná oblast

Obrázek 18: Proces segmentace za pomoci pravidelného výběru

11 MĚŘENÍ HISTOMORFOMETRICKÝCH PARAMETRŮ

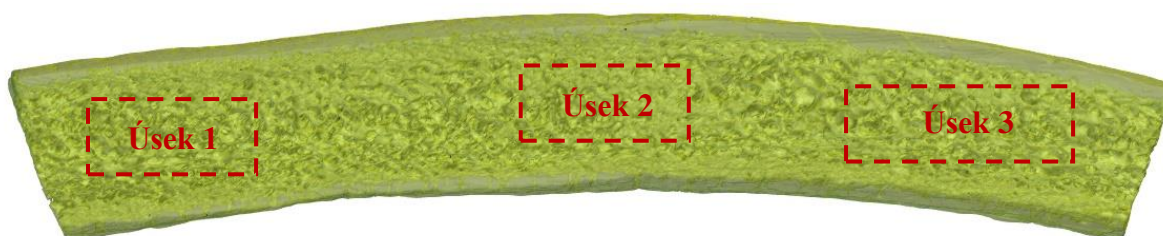
11.1 Objemový podíl kostní tkáně

BVF vyjadřuje, kolik kostní hmoty je vlastně v celém vzorku zastoupeno. Je to velice důležitý aspekt pro charakteristiku dané struktury. Proto se parametr BVF používá jako jeden ze základních srovnávacích parametrů, který popisuje hustotu kostní tkáně.

Pro měření všech histomorfometrických parametrů byly vybrány tři reprezentativní úseky dodaného vzorku tak, aby výsledky mohly být porovnány s výsledky deformačně napěťové analýzy. Snímky těchto úseků byly segmentovány a převedeny do binárního obrazu za pomoci programu *ImageJ*.

- Úsek č. 1, o velikosti 4,5x4,5x10 [mm] v rozmezí 200. až 430. snímek
- Úsek č. 2, o velikosti 4,5x4,5x10 [mm] v rozmezí 600. až 830. snímek
- Úsek č. 3, o velikosti 4,5x4,5x13,5 [mm] v rozmezí 1 000. až 1 300. snímek

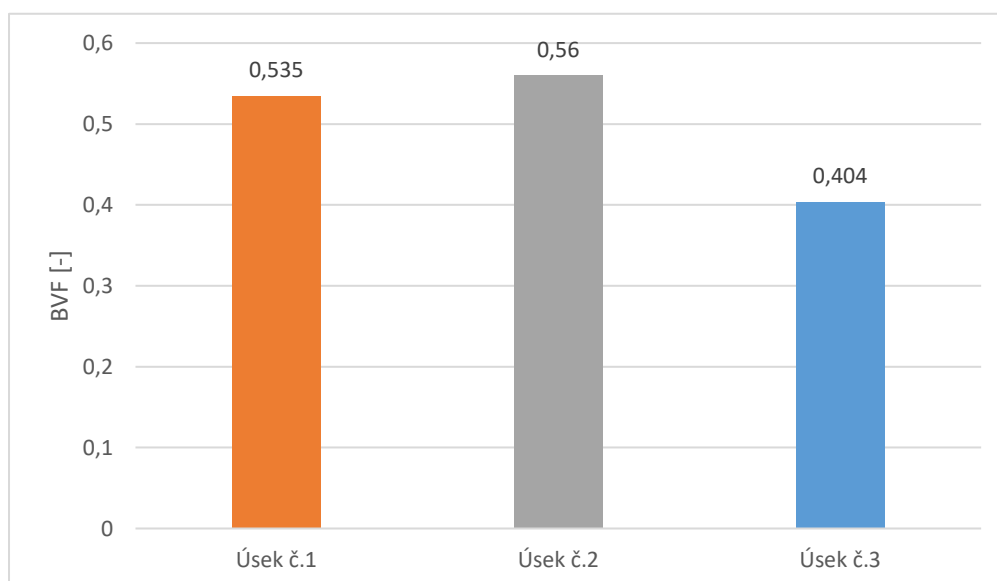
Měření BVF bylo provedeno v programu *ImageJ*, který je popsán v kapitole 10.1.

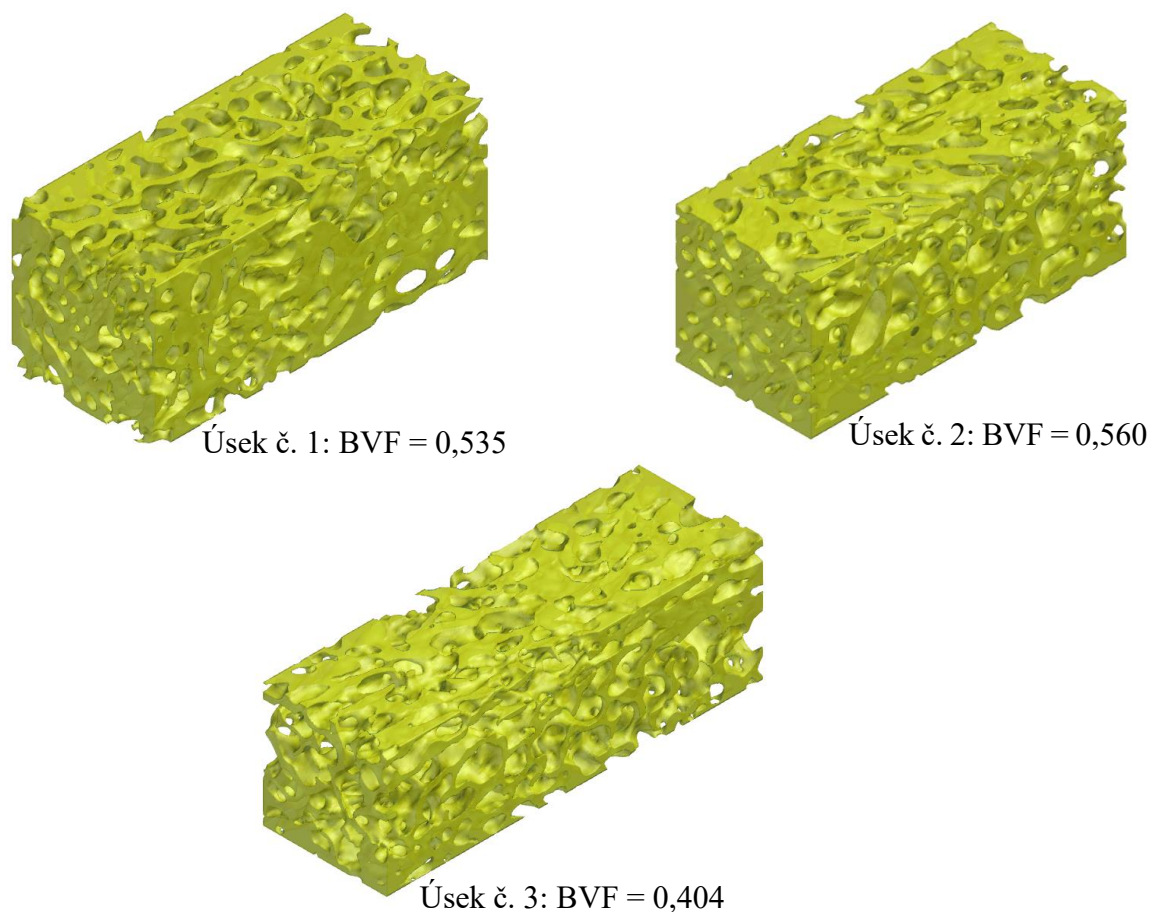


Obrázek 19: Umístění měřených úseků ve vztahu k celému vzorku kosti

Ten k výpočtu BVF používá rozšiřující plugin *BoneJ* (*Menu – Plugins – BoneJ – Volume Fraction*). Jelikož byla na vstupu měření sekvence snímků, a ne 3D model, byla k výpočtu využita metoda povrchového měření. Také bylo nutno doplnit nastavení CT přístroje (vzdálenost jednotlivých řezů = vzdálenost mezi jednotlivými snímky) a to v sekci (*Menu – Edit – Properties*).

Graf 1: Porovnání hodnot BVF pro jednotlivé úseky spongiózní kostní tkáně





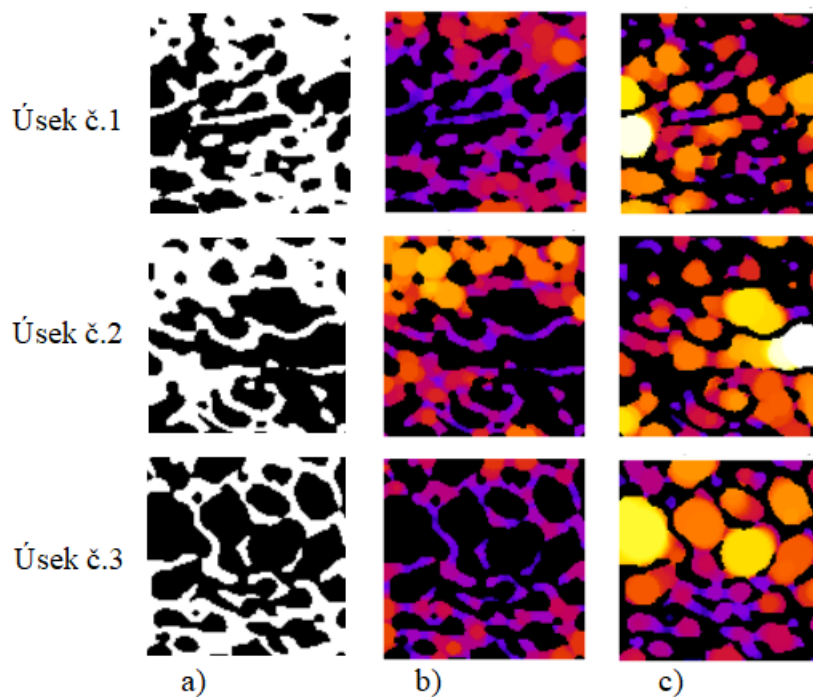
Obrázek 20: Modely geometrie jednotlivých úseků s hodnotami BVF

Výstupní hodnoty měření jsou celkový objem kostní tkáně BV, celkový objem měřeného úseku TV a vyjádřený jejich poměr BV/TV. Program tyto hodnoty počítá z voxelů celého úseku. Díky tomu byla získána přesná hodnota BV/TV, nikoliv průměrná hodnota se směrodatnou odchylkou.

Z grafu je patrné, že objemový podíl kostní tkáně nemá konstantní hodnotu a mění se v závislosti na umístění úseku ve vzorku. Rozdíly mezi hustotou struktur lze pozorovat i pouhým okem na 3D modelech jednotlivých úseků (obrázek 19).

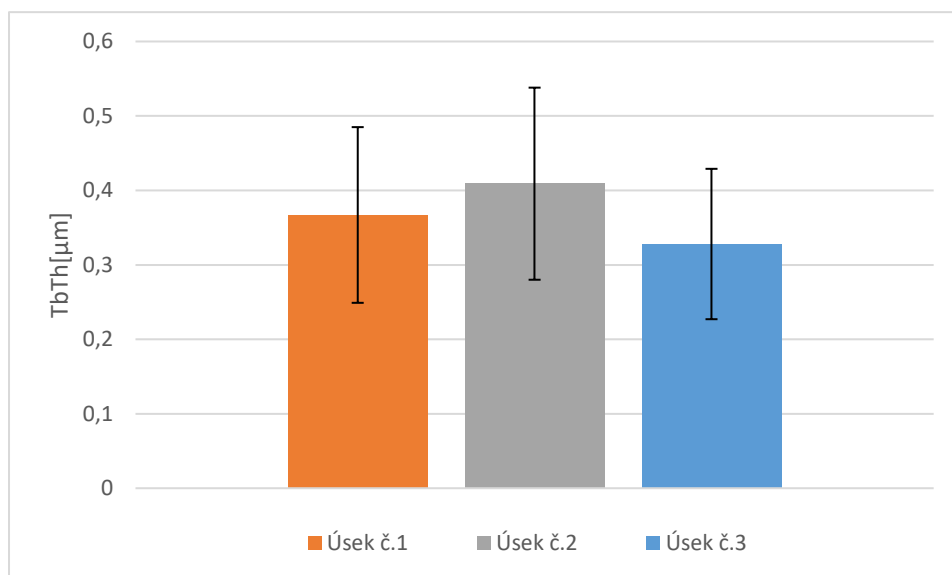
11.2 Střední trabekulární tloušťka a mazitrabekulární prostor

Tyto dva parametry spolu velice úzce souvisejí. Reprezentují způsob rozložení hmoty ve struktuře. Střední trabekulární tloušťka, v kombinaci s BVF, nám dává poměrně jasnou představu o tom, jaký má zkoumaná struktura charakter.

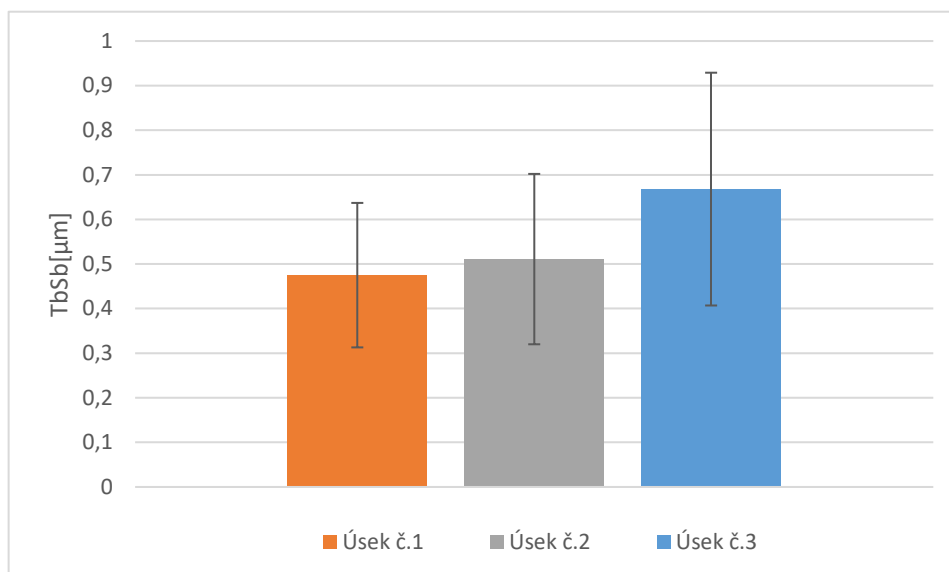


Obrázek 21: Porovnání stých snímků jednotlivých úseků; a) vstupní data; b) TbTh; c) TbSp

Graf 2: Porovnání středních hodnot a směrodatných odchylek trabekulární tloušťky



Graf 3: Porovnání středních hodnot a směrodatných odchylek mezitrabekulárních prostor



11.3 Tloušťka kortikální kostní tkáně

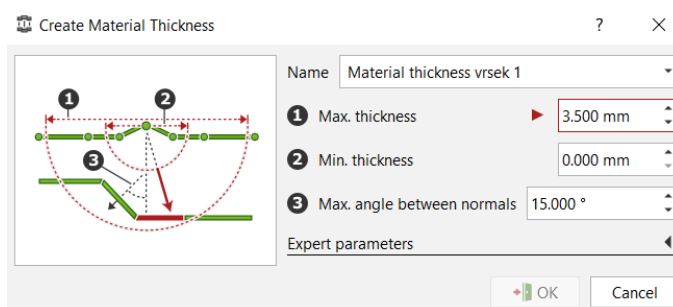
Další z důležitých parametrů, mající vliv na mechanické vlastnosti lebeční kosti, je tloušťka kortikální kostní tkáně na vnějším i vnitřním povrchu lebky. Jelikož se jedná o velice pevnou, téměř homogenní tkáň, bez výraznějších vnitřních struktur, které by mohly ovlivnit mechanické vlastnosti, je stěžením parametrem právě její tloušťka. Z tohoto důvodu bylo provedeno měření jednotlivých vrstev nezávisle na sobě. Pro získání 3D modelu bylo využito již segmentovaných a binarizovaných snímků kortiky v celé délce vzorku. Snímky byly zpracovány programem *STL Model Creator*. Jedná se o uživatelsky jednoduchý a intuitivní software, umožňující vytváření STL (stereolitography) modelů vhodných k užití při výpočtovém modelování či jako základ pro 3D tisk. Je schopen nejen vytvořit STL model ze sekvence snímků, ale umožňuje také segmentaci snímků, změny rozměrů výsledného STL modelu, redukci STL modelu pro zjednodušení či ušetření paměti nebo naopak vyhlazování povrchu. Stejným způsobem byly později vytvořeny i geometrické modely použité při deformačně napěťové analýze [34].



Obrázek 22: 3D model kortikální kostní tkáně

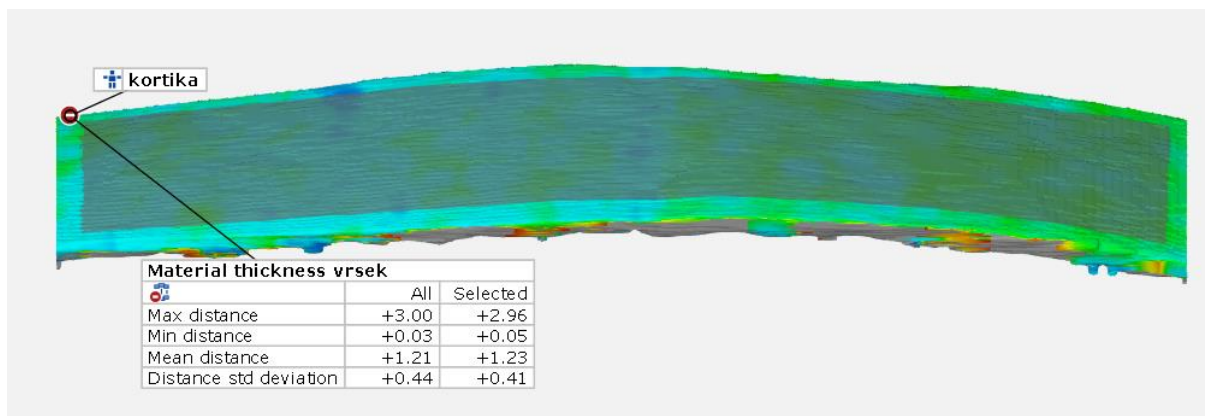
Model geometrie kortikální kostní tkáně byl získán z mikro-CT snímků. Po ruční segmentaci snímků, kdy byla oddělena spongióza, byly snímky nahrány do již zmíněného programu *STL Model Creator*.

Pro samotné měření tloušťky bylo využito programu *GOM inspect*. Jedná se o software pro analýzu 3D dat z laserových skenerů, souřadnicových měřicích strojů a dalších měřicích systémů. Výsledky jsme získali použitím funkce *Material thickness*, která jako výsledek udává minimální a maximální hodnotu tloušťky, střední tloušťku a odchylku pro celý model a pro libovolně zvolenou oblast zájmu. Samotné měření bylo provedeno po celé délce vzorku s výjimkou okrajů, z důvodů eliminace chyb vzniklých ovlivněním výpočetní funkce nepravidelným okrajem vzorku.

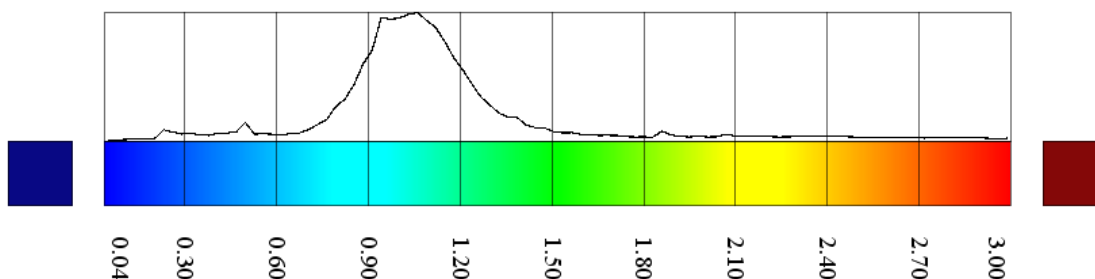


Obrázek 23: Nastavení funkce pro výpočet tloušťky kortiky

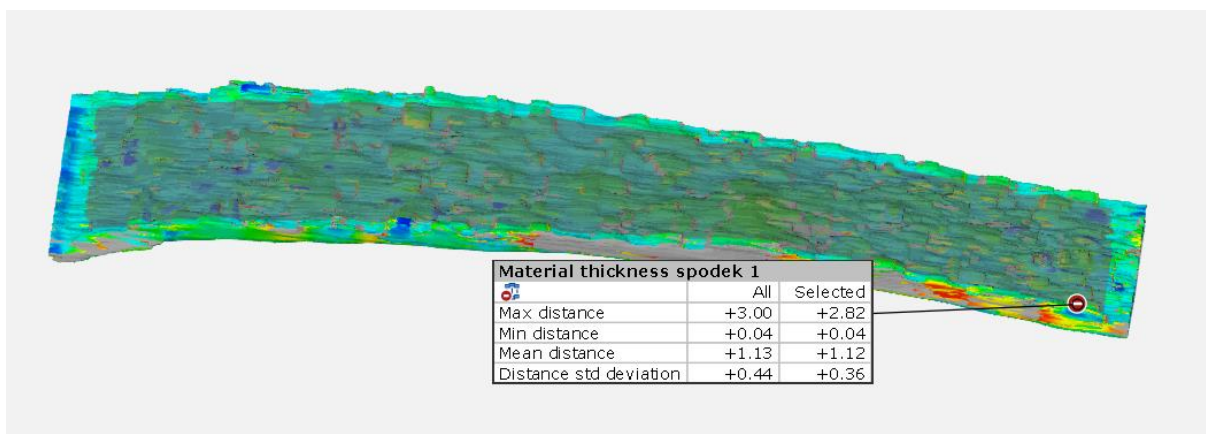
Výsledky měření jsou zaznamenány v tabulce a v přiložených snímcích ze samotného programu. Jedná se o obrázky samostatných kortikálních vrstev, jejich příslušné výsledky a histogramy.



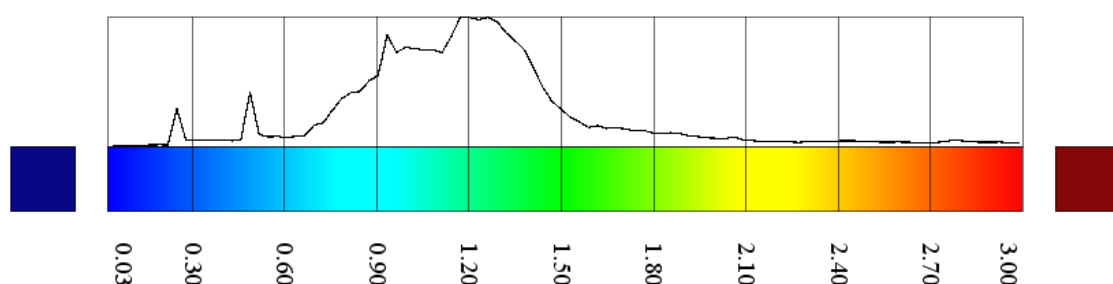
Obrázek 25: Výsledky měření vnější kortikální vrstvy a tabulka výsledků



Obrázek 24: Histogram tloušťky vnější kortikální vrstvy



Obrázek 27: Výsledky měření vnitřní kortikální vrstvy a tabulka výsledků



Obrázek 26: Histogram tloušťky vnitřní kortikální vrstvy

Tabulka 3: Výsledky měření tloušťky kortiky

	Vnější kortika	Vnitřní kortika
Maximální tloušťka [mm]	2,96	2,82
Minimální tloušťka [mm]	0,05	0,04
Střední tloušťka [mm]	1,21	1,12
Směrodatná odchylka [mm]	0,44	0,36

Velice nízké hodnoty minimálních tlouštěk jsou zapříčiněny místními zúženími kortiky, které bylo možné pozorovat při segmentaci snímků, ale ve výsledném modelu nejsou tolik zřetelné. Jinak můžeme pozorovat i mírný rozdíl mezi jednotlivými vrstvami. Horní vrstva je o něco silnější, což je zřejmě zapříčiněno její ochrannou funkcí.

12 DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ ANALÝZA

Velice účinný způsob řešení napěťových úloh a deformačních stavů je řešení pomocí výpočtového modelování metodou konečných prvků. Pro vytvoření výpočtového modelu je zapotřebí znát a dobře sestavit jednotlivé části výpočtového modelu, který je složen z modelu geometrie, modelu materiálu, modelu vazeb a zatížení [2]. Měřené úseky odpovídají úsekům použitých k výpočtu histomorfometrických parametrů.

12.1 Tvorba výpočtového modelu

12.1.1 Model geometrie

Model geometrie byl vytvořen s pomocí vedoucího práce z již segmentovaných a binarizovaných mikro-CT snímků v programu *STL Model Creator*. Model geometrie byl uložen ve formátu STL a poté importován do prostředí *ANSYS Mechanical APDL 20019*. Zde byly jednotlivé úseky rozděleny do menších vzorků. Z prvního a druhého úseku byly vytvořeny vždy dva vzorky o rozměrech 4,5x4,5x5 [mm]. Ze třetího úseku, který byl delší, byly vytvořeny tři vzorky o rozměrech 4,5x4,5x4,5 [mm]. Takto bylo vytvořeno sedm vzorků, které byly posléze podrobeny deformačně napěťové analýze.

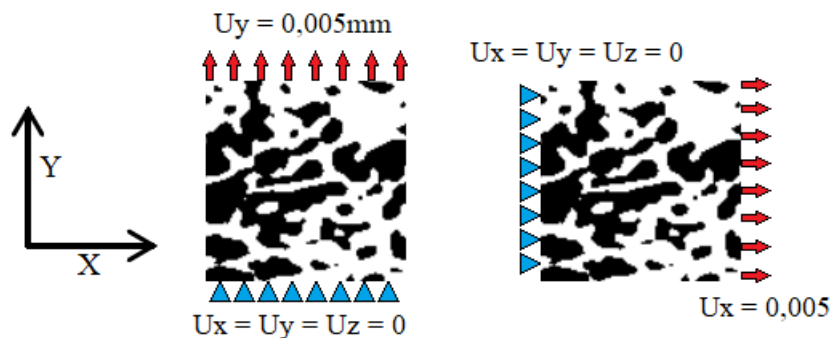
12.1.2 Model materiálu

Pro každý model geometrie je nutné přiřadit vhodný model materiálu. Díky rozlišovacím schopnostem mikro CT jsme schopni do výpočtového modelu geometrie zanést vnitřní struktury a rozložení materiálu do takové míry, že na samotnou kostní tkáň na mikro úrovni můžeme pohlížet jako na homogenní, lineární a izotropní materiál. Také známý jako Hookovský model materiálu. Díky jeho vlastnostem nám k jeho určení stačí pouze Youngův modul pružnosti E [MPa] a Poissonovo číslo μ [-]. Experimentální zjišťování těchto hodnot je velice náročné, a proto v našem modelu využijeme již známých hodnot [1].

Jelikož náš model geometrie již počítá s rozložením hmoty, můžeme mechanické vlastnosti kostní tkáně vztáhnout čistě k trámečkové struktuře. Ta se na mikroskopické úrovni chová stejně jako kortikální kostní tkáň. Proto můžeme v našem výpočtu použít hodnoty $E = 13\,700\text{ Mpa}$ a $\mu = 0,3$ [1].

12.1.3 Model vazeb a zatížení

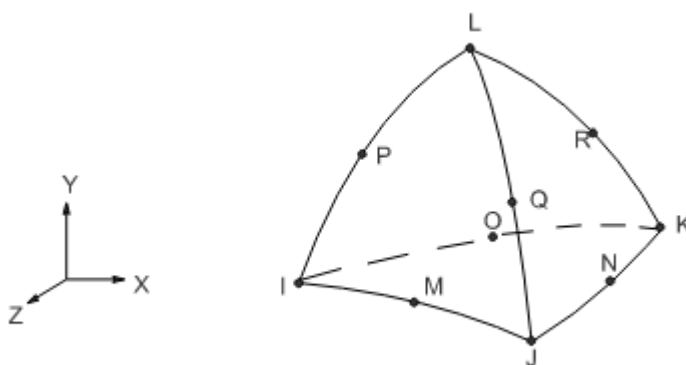
Jelikož očekáváme rozdílné výsledky pro různé směry, byla na každém vzorku provedena tři nezávislá tahová zatížení. Zatížení vzorku bylo provedeno deformačně. Všem nodům na jedné straně byl předepsán posuv odpovídající 0,1% prodloužení ($U = 0,005\text{ mm}$). Protilehlá strana vzorku byla zafixována předepsáním nulových posuvů i natočeních ve všech směrech.



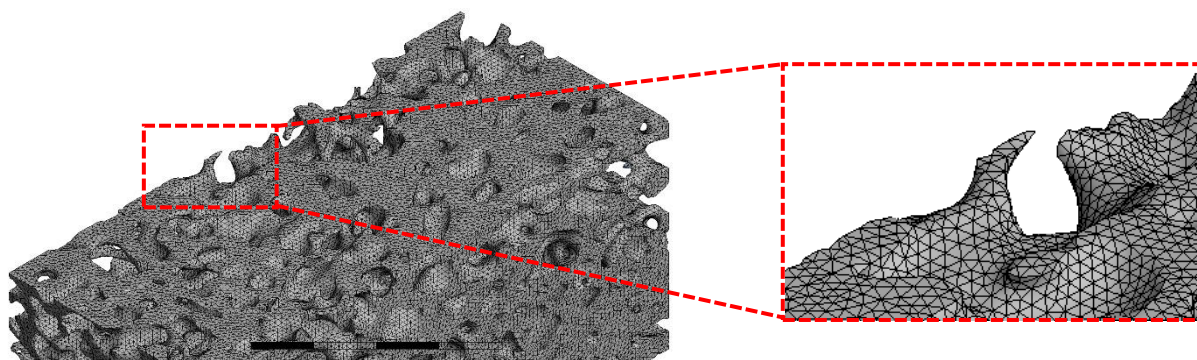
Obrázek 28: Ukázka okrajových podmínek pro osu měření X a Y

12.1.4 Síť MKP

Kontinuum je potřeba diskretizovat na elementy. Z těch máme v programu *ANSYS 19* velký výběr. K řešení byl vybrán kvadratický element solid 187. Z těchto 3D elementů byla vytvořena diskreditovaná síť o globální velikosti elementu 0,09 mm. Kvadratický element solid 187 je definován 10 uzly (I, J, K, L, M, N, O, P, Q, R) a má tři stupně volnosti (U_x , U_y , U_z), dovolující posuv ve všech třech osách. Volba elementu a jeho velikost zásadním způsobem ovlivňuje výsledek měření s využitím metody MKP [35].



Obrázek 29: Kvadratický element solid 187 [35]



Obrázek 30: Diskretizovaná síť elementů solid 187

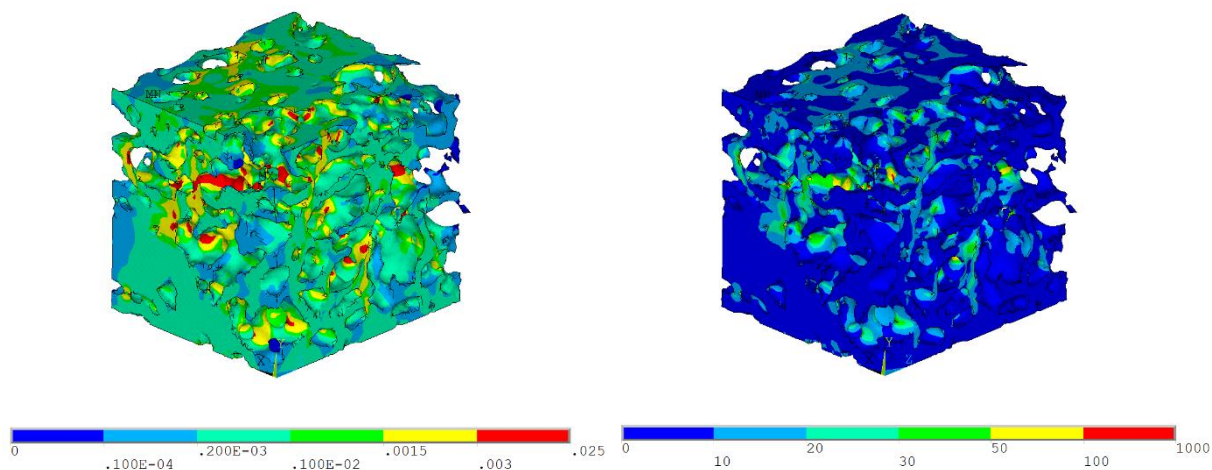
12.2 Prezentace výsledků deformačně napěťové analýzy

Z důvodu velkého počtu uzlů MKP sítě nebylo možné měření provádět na studentské licenci softwaru ANSYS 19. Proto byly veškeré výpočty realizovány na počítačích na ÚMTMB FSI VUT v Brně s použitím licence ANSYS Academic Research Mechanical.

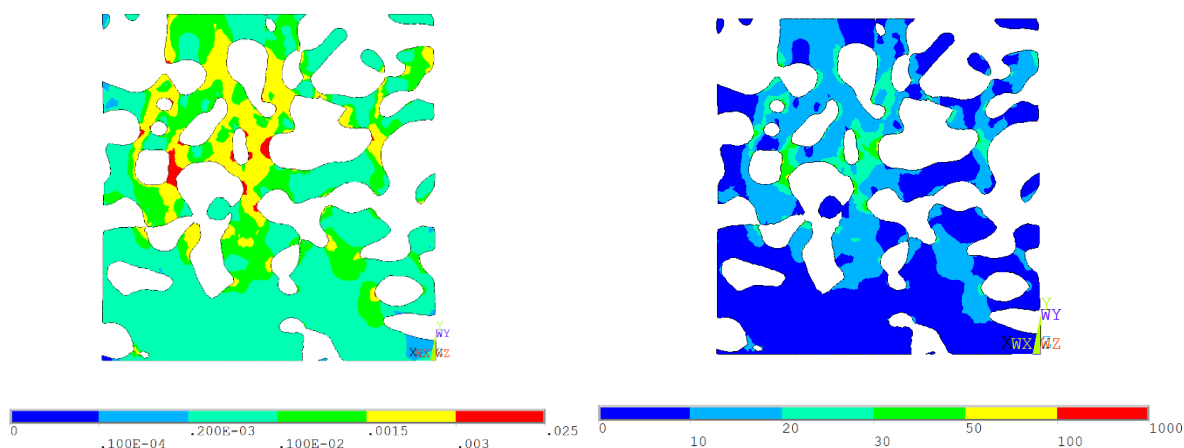
Byla provedena série tří měření pro každý vzorek tak, jak je popsáno v kapitole 12.1. Tvorba výpočtového modelu. Pro každý vzorek bylo zjištěno celkové přetvoření, celkové napětí a velikost stykových sil.

12.2.1 Výsledky přetvoření a ekvivalentního napětí (HMH)

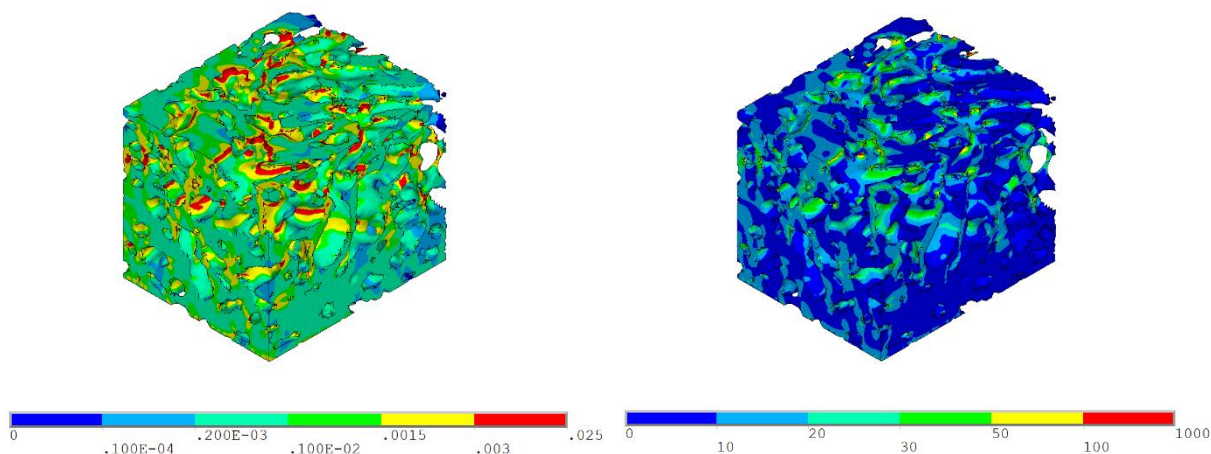
Na následujících obrázcích jsou vykresleny hodnoty maximálního přetvoření a ekvivalentního napětí podle teorie HMH, ve vzorku po zatížení posuvem $U_y = 0,005$ mm. Byly vybrány pouze dva vzorky pro demonstraci výsledků. Ke každému vzorku je přiložen i řez, vedený středem vzorku kolmo k rovině zatížení.



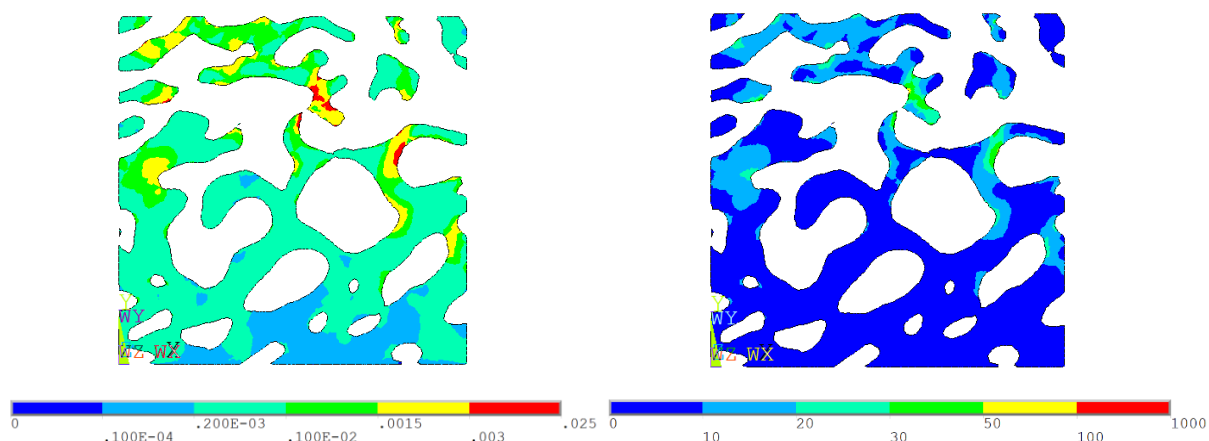
Obrázek 31: Výsledky celkového přetvoření (vlevo) a napětí (vpravo); první úsek, druhý vzorek



Obrázek 32: Výsledky přetvoření (vlevo) a napětí (vpravo); řez vedený středem vzorku 1.2



Obrázek 34: Výsledky celkového přetvoření (vlevo) a napětí (vpravo); druhý úsek, první vzorek



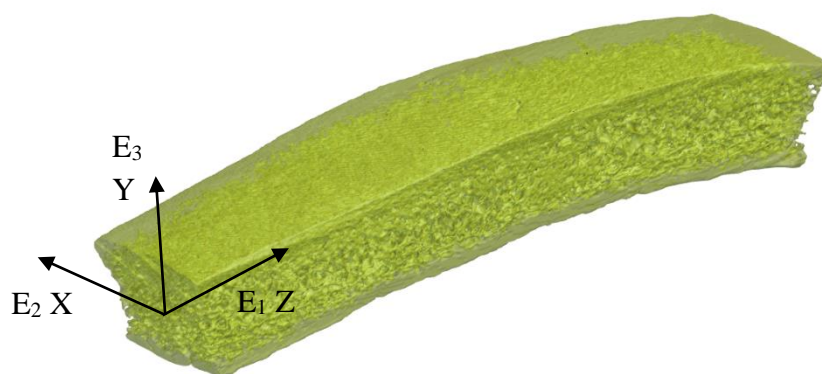
Obrázek 33: Výsledky přetvoření (vlevo) a napětí (vpravo); řez vedený středem vzorku 2.1

12.2.2 Výsledky Youngova modulu

Pro výpočet Youngova modulu struktury byla na každém vzorku provedena série měření ve směru os X, Y i Z. Za pomoci funkce *Reaction Solu* byla zjištěna reakční síla ve vetknutí a poté podle rovnice (6) spočítán Youngův modul pružnosti v daném směru.

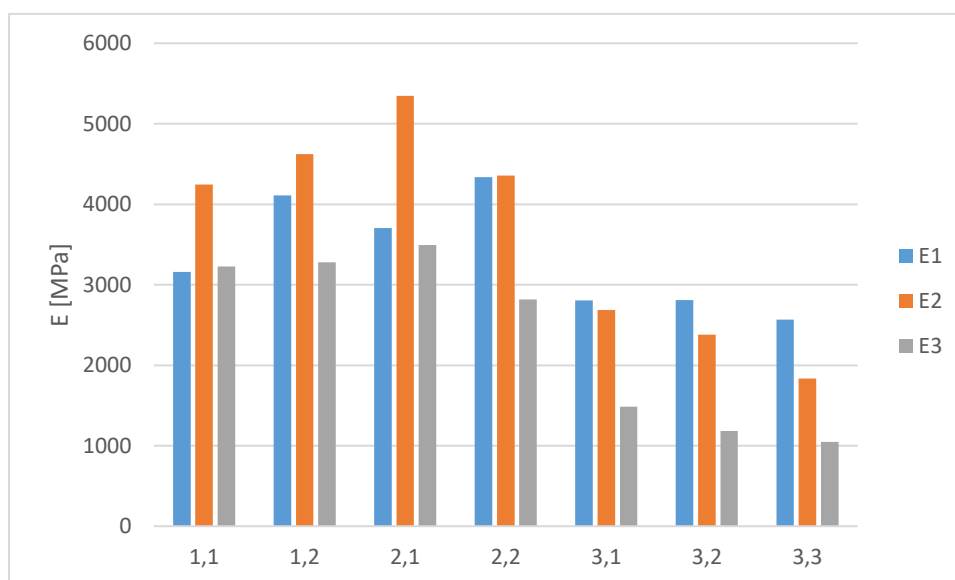
$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{\frac{F_r}{S}}{\frac{\Delta l}{l_0}} [Mpa] \quad (6)$$

Významy jednotlivých veličin: F_r [N] reakční síla zjištěná programem, S [mm²] průřez vzorku kolmý k působící síle, Δl [mm] absolutní prodloužení vzorku (námi předepsaný posuv 0,005 mm) a l_0 [mm] původní délka vzorku.

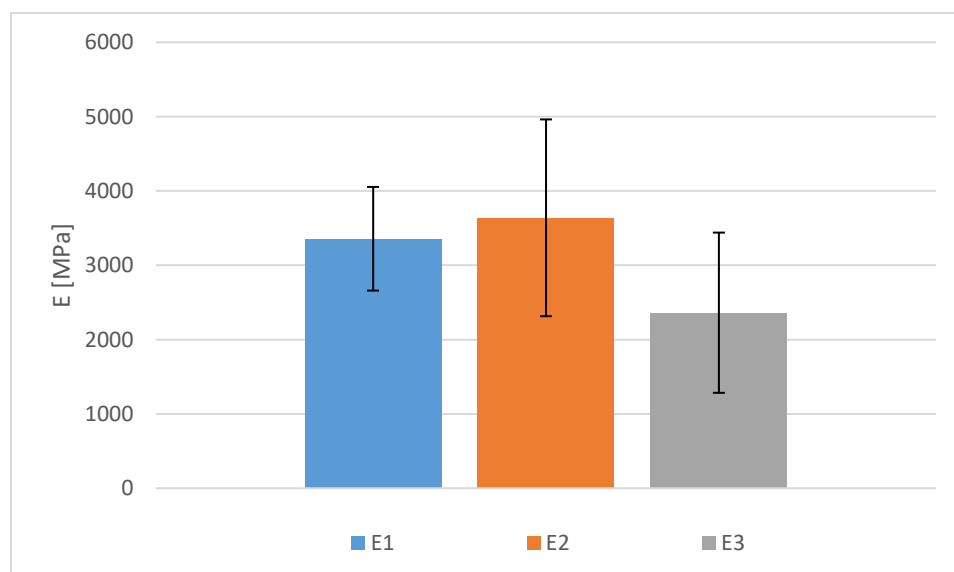


Obrázek 35: Směry, ve kterých byl počítán Youngův modul pružnosti

Graf 4: Výsledky E [MPa] pro všechny směry měření



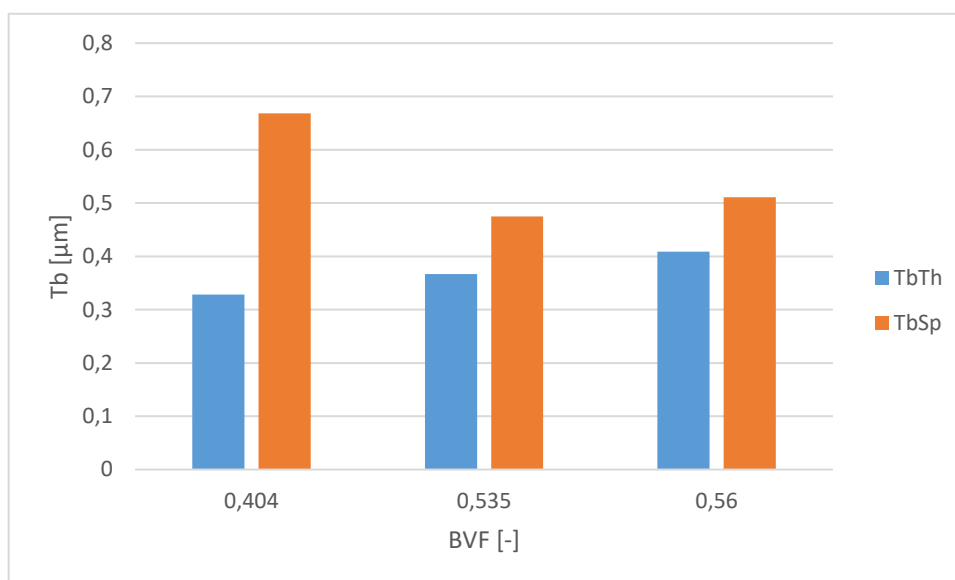
Graf 5: Průměrná hodnota Youngova modulu v jednotlivých směrech



13 POROVNÁNÍ VÝSLEDKŮ

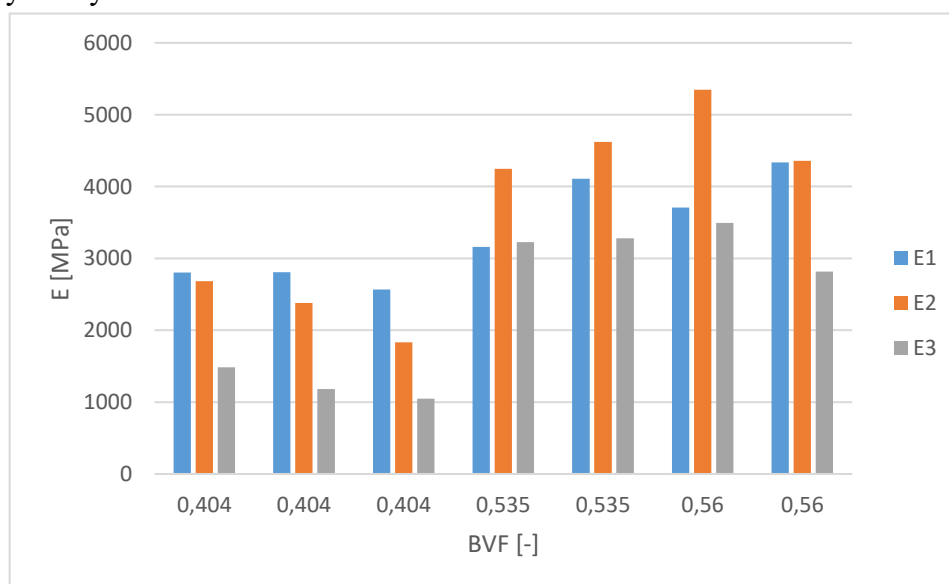
Byly analyzovány 3 úseky spongiózní kostní tkáně, u nichž byly zjištěny různé hodnoty histomorfometrických parametrů. V následujícím grafu byly hodnoty TbTh a TbSp seřazeny podle odpovídajících hodnot BVF. Hodnota BVF roste s klesající hodnotou rozdílu TbTh a TbSp.

Graf 6: Výsledky TbTh a TbSp seřazené podle BVF



Stejně tak je zajímavá korelace výsledků Youngova modulu s hodnotami BVF. Je prokazatelné, že hodnota BVF má zásadní vliv na výslednou elastickou konstantu E. Čím větší je hodnota BVF, tím vyšší jsou hodnoty Youngova modulu pružnosti. Toto tvrzení dokládá i výrazná podobnost výsledků vzorků se stejnou hodnotou BVF.

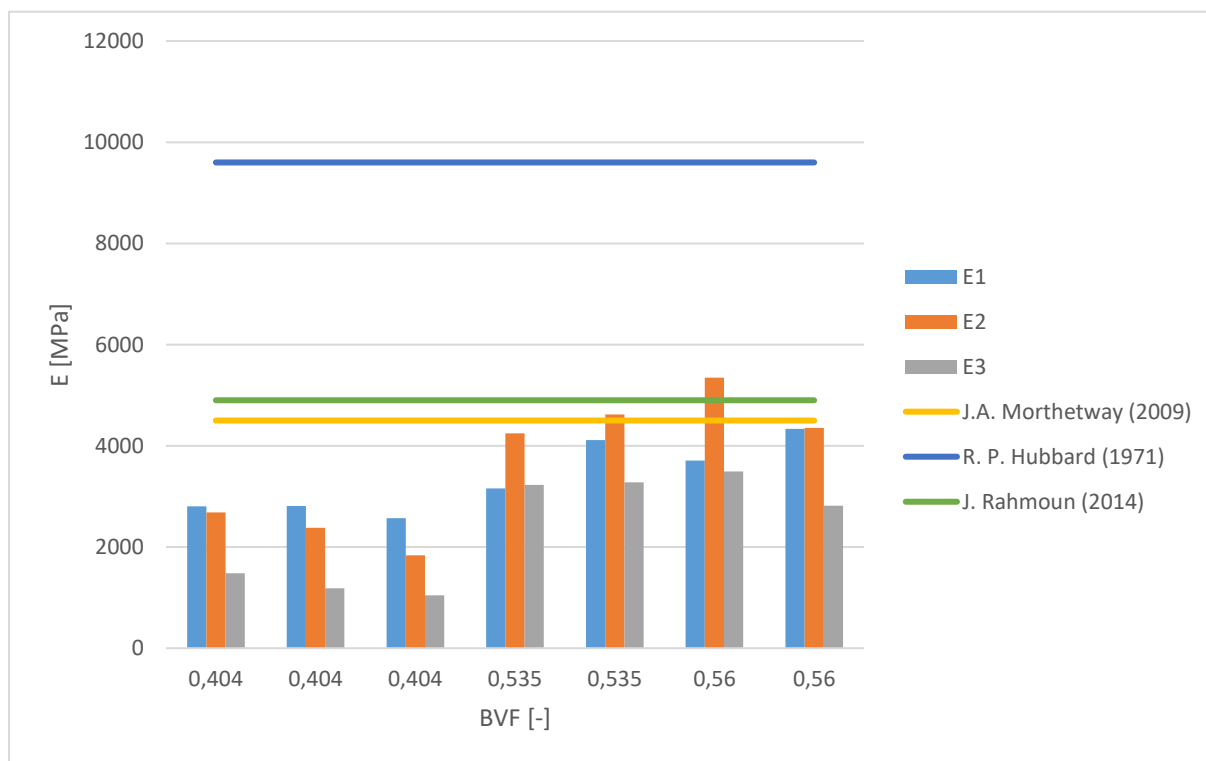
Graf 7: Výsledky E v závislosti na BVF



Z uvedených výsledků je patrné, jaký vliv mají histomorfometrické parametry na mechanické vlastnosti struktury. Zásadním prvkem, ovlivňující mechanické vlastnosti materiálu, je BVF. S jeho rostoucí hodnotou roste i hodnota Youngova modulu. Stejný vliv má i TbTh. Vliv TbSp není zcela prokazatelný. Pro potvrzení těchto závěrů by však bylo zapotřebí většího statistického souboru s větším počtem měření i výrazně větším počtem vzorků.

Po porovnání výsledků měření s experimentálními výzkumy R. P. Hubbarda [9], J.A. Morthetwaye [8] a J. Rahmouna [10] můžeme konstatovat, že výsledky určené pomocí výpočtového modelování odpovídají experimentálně zjištěným hodnotám (hlavně tedy těm novějším z let 2009 a 2014).

Graf 8: Porovnání výsledků měření s experimentálními výzkumy



14 ZÁVĚR

Cílem práce bylo provést základní rešerši týkající se získávání dat pro potřeby výpočtových modelů a představit histomorfometrické parametry, jakým způsobem se měří a jaký vliv mají na mechanické vlastnosti lebeční kosti. V praktické části bylo cílem provést obrazovou analýzu dodaných mikro-CT snímků a na jejich základě provést měření morfometrických parametrů kostní tkáně. Byl vytvořen výpočtový model spongiózní kostní tkáně a provedena deformačně napěťová analýza.

Celý obor zobrazovacích metod a nedestruktivního testování zaznamenal od svého vzniku velký pokrok. V dnešní době máme k dispozici rozsáhlou škálu zařízení s nejrůznějšími možnostmi nastavení. Díky možnosti tohoto výběru jsme schopni vytvářet obrazovou dokumentaci na takové rozlišovací schopnosti, jakou si řešený problém žádá. Nejmodernější CT (resp. mikro-CT) zařízení nám dodávají snímky v takové kvalitě, že jsme schopni řešit i komplexní problémy biomechaniky.

Obrazová analýza těchto snímků umožňuje klasifikaci histomorfometrických parametrů kostní tkáně. V práci byl kladen důraz hlavně na objemový podíl kostní tkáně (BVF), tloušťku trabekul spongiózní kostní tkáně (TbTh) a velikost mezer mezi nimi (TbSp). K těmto měřením a k obrazové analýze byl využit program *ImageJ* s rozšiřujícím pluginem *BoneJ*. Jako poslední parametr byla měřena tloušťka kortikální kostní tkáně. Pro tyto potřeby byl vytvořen 3D model kortiky a její tloušťka byla proměřena v programu *GOM inspect*.

Poslední část práce byla věnována tvorbě výpočtového modelu a jeho následné deformačně napěťové analýze. Byl kladen důraz hlavně na geometrický model materiálu a tvorbu diskretní sítě prvků, použitou pro metodu konečných prvků. Měřeními byly zjištěny hodnoty Youngova modulu pružnosti v různých směrech vzorku za použití vztahů z klasické pružnosti a pevnosti. Porovnáním výsledků vznikla zajímavá korelace mezi hodnotami BVF a Youngovým modulem. Tento poznatek má zásadní vliv pro obory implantologie a neurochirurgie, které díky výzkumům zabývajících se podobnou tematikou mohou efektivněji a bezpečněji užívat lebečních implantátů a mikrošroubů.

CITOVANÁ LITERATURA

- [1] **Marcián, Ing. Petr.** *Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně.* místo neznámé : VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ; Fakulta strojního inženýrství; ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky, 2012. 80-214/1213-4198.
- [2] **Janíček, Přemysl.** *Systémová metodologie: Brána do řešení problémů.*: CERM 2014, 2014. 978-80-7204-887-8.
- [3] **Sourabh, Boruah, Daniel, L. Subit a Glenn, R. Paskoff.** Influence of bone microstructure on the mechanical properties of skull cortical bone – A combined experimental and computational approach. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2017, 65, stránky 688 - 704.
- [4] **Marcián, Petr; Lošák, Petr; Kaiser, Jozef; Borák, Libor.** *Estimation of Orthotropic mechanical properties.* Svratka, 2016.
- [5] **Evans, F.G a Lissner, H.R.** *Tensile and compressive strength of human parietal bone.* Physiol, 1957.
- [6] **Robbins, D.H. a Wood, J.L.** Determination of mechanical properties of the bones of the skull. *Experimental Mechanics.* 9, 1969, 239 - 240.
- [7] **Mortherway, J.A., a další, a další.** The mechanical properties of cranial bone: the effect of loading rate and cranial sampling position. *Journal of Biomechanics.* 2009, 42, pages 2129 - 2135.
- [8] **Mortherway, J.A., a další, a další.** The mechanical properties of cranial bone: The effect of loading rate and cranial sampling position. *Journal of Biomechanics.* 42, 2009, 2129–2135.
- [9] **Hubbard, Robert P.** Flexure of layered cranial bone. *Journal of Biomechanics.* 4, 1971, Sv. pages 251-263.
- [10] **Rahmoun, J., a další, a další.** Characterization and micromechanical modeling of the human cranial bone elastic properties. *Mechanics Research Communications.* 60, 2014, Sv. 7-14.
- [11] **Reichel, Jaroslav a Všeticka, Martin.** Rentgen. *Encyklopedie fyziky.* [Online] Creative Commons Attribution-Noncommercial-No Derivative Works 3.0., 2006. [Citace: 6. 4 2019.] <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/1664-rentgen>.
- [12] **Hsieh, Jiang.** *Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent.* Hoboken : Wiley-Interscience, 2009. Sv. 2nd. ISBN 978-0-8194-.

- [13] Rentgenové záření. *Wikipedia*. [Online] 3. 2 2019. [Citace: 6. 4 2019.] https://cs.wikipedia.org/wiki/Rentgenov%C3%A9_z%C3%A1%C5%99en%C3%AD#cite_note-2.
- [14] A brief history of CT. *Impactscan.org*. [Online] © ImPACT 1998-2009, 5 2013. [Citace: 7. 4 2019.] <http://www.impactscan.org/CThistory.htm>.
- [15] Výpočetní tomografie. *Wikipedie*. [Online] Creative Commons, 7. 9 2018. [Citace: 7. 4 2019.] https://cs.wikipedia.org/wiki/V%C3%BDpo%C4%8Detn%C3%AD_tomografie.
- [16] **Ullmann, Vojtěch**. 3. Aplikace ionizujícího záření - jaderné a radiační metody. *astronuklfyzika*. [Online] [Citace: 7. 4 2019.] <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>.
- [17] History of microCT. *MicroCT World*. [Online] 15. 12 2011. [Citace: 27. 4 2019.] <http://microctworld.net/the-history-of-microct/>.
- [18] Micro-Computed Tomography history. *b-cube*. [Online] Copyright © 2019 b-cube AG. [Citace: 4. 17 2019.] http://www.b-cube.ch/index.php?option=com_content&view=article&id=21&Itemid=19.
- [19] **Bagnell, Ann**. What is Micro-CT. *Micro Photonics*. [Online] © 2015 to 2019 Micro Photonics Inc, 23. 2 2018. [Citace: 27. 4 2019.] <https://www.microphotonics.com/what-is-micro-ct-an-introduction/>. 1-866-334-4MPI.
- [20] Slovník cizích slov. *SCS.ABZ.CZ*. [Online] Creative Commons - 3.0 Česko. www.slovník-cizich-slov.abz.cz.
- [21] **Navrátil, Leoš a Rosina, Jozef**. *Medicínská biofyzika*. 1. vydání. Praha : Grada, 2005. str. 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
- [22] **RHO, J. Y., HOBATHO, M. C., ASHMAN, B. R.** Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Medical Engineering & Physic.* vol. 17, 1995, Sv. p. 347-355.
- [23] **Prášilová, Eva**. Význam zobrazovacích metod při tvorbě výpočtového modelu v biomechanice. Brno : Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. Sv. 53 s.
- [24] **Van De Graaff, Kent M.** *Human Anatomy*. místo neznámé : McGraw-Hill Higher Education, 2001. Sv. 6. edition. 978-0071122849.
- [25] **Rho, J.Y., Hobatho, M.C. a Ashman, B.R.** Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Medical Engineering & Physics*. volume 17, Sv. issue 5, stránky pages 347-355.

- [26] *Histomorfometrie v klinické praxi a výzkumu*. **Žák, J. a Povýšil, C.** 1995. Sv. 96, str. 240.
- [27] **Žák, Jiří**. Histomorfometrie a kostní biopsie. *ZAM zdraví a medicína*. [Online] Copyright 2019 Mladá fronta a. s., 12. 3 2002. [Citace: 8. 5 2019.] <https://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/histomorfometrie-a-kostni-biopsie-143211>.
- [28] **Ulm C., G. Tepper, R. Blahout, X. Rausch-Fan, S. Hienz, M. Matejka**. Characteristic features of trabecular bone in edentulous mandibles. [editor] Lisa J. A. Heitz-Mayfield. *Clinical Oral Implants Research*. 29, 2009, stránky 594-600.
- [29] **Doube M, Klosowski MM, Arganda-Carreras I, Cordelières F, Dougherty RP, Jackson J, Schmid B, Hutchinson JR, Shefelbine SJ**. BoneJ: free and extensible bone image analysis in ImageJ. *BoneJ*. [Online] © Michael Doube 2004-2019, 2010. <http://bonej.org/>. one 47:1076-9.
- [30] **Stauber, M. a Müller, R.** Age-related changes in trabecular bone microstructures: global and local morphometry. *Osteoporosis International*. 17, 2006, Sv. 4, 616-626.
- [31] **Hildebrant, T. a Rüegsegger, P.** A new method for the model-independent assessment of. *Journal of Microscopy*. Vol. 185, January 1997,, Sv. Pt 1,, 185: 67-75. doi:10.1046/j.1365-2818.1997.1340694.x, pages 67–75.
- [32] **Robert P. Dougherty a Karl-Heinz Kunzelmann**. Computing Local Thickness of 3D Structures with ImageJ. *Microsc Microanal*. 13, 2007, Sv. suppl 2.
- [33] ImageJ-Plugins. *ImageJ*. [Online] © Michael Doube 2004-2019. [Citace: 10. 5 2019.] <https://imagej.nih.gov/ij/plugins/index.html>.
- [34] Biomechanika, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. *Biomechanika2*. [Online] <http://biomechanika.fme.vutbr.cz/>.
- [35] 13.87. SOLID87 - 3-D 10-Node Tetrahedral Thermal Solid. *sharcnet*. [Online] Release 17.0 - © SAS IP, Inc. https://www.sharcnet.ca/Software/Ansys/17.0/en-us/help/ans_thry/thy_el87.html.
- [36] **Moss, W.C., King, M.J., Blackman**. Skull flexure from blast waves: a mechanism for brain injury with implications for helmet design. *Physical Review*. 2009, Sv. Lett 103, 108702.
- [37] **Janiček, P.** *Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky*. Brno : Akademické nakladatelství CERN, 2007. ISBN 978-80-214-3544-5.

- [38] Illustration from Anatomy & Physiology, Connexions Web site. . *Connexions*. [Online] 19. 6 2013. [Citace: 4. 6 2019.] <https://cnx.org/contents/FPtK1zmf@6.27:zMTtFGyH@4/Introduction>.
- [39] **Kevles, Bettaynn Holtzman**. *Naked to the Bone Medical Imaging in the Twentieth Century*. Camden : Rutgers University Press, 1996. ISBN 0813523583.
- [40] Normal CT btain. *Radioterapia*. [Online] © 2005–2019 Radiopaedia.org. [Citace: 7. 4 2019.] <https://radiopaedia.org/cases/normal-ct-brain>.
- [41] **Plas, Annelies van der**. CT brain hemorrhage. *Start Radiology*. [Online] 9. 3 2014. [Citace: 4. 27 2019.] <http://www.startradiology.com/internships/neurology/brain/ct-brain-hemorrhage/>.
- [42] **Arnaud Germaneau**. Comparison between X-ray micro-computed tomography and optical scanning tomography for full 3D strain measurement by digital volume correlation. *NDT & E International*. Volume 41, 2008, Sv. Issue 6, p. 407-415.
- [43] *PIXBAY*. [Online] © 2019 Pixabay. obrázky k volnému použití. <https://pixabay.com>.

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Struktura lebeční kosti [38].....	12
Obrázek 2: Ruka s prsteny; autor: Wilhelm Röntgen [39]	15
Obrázek 3: Schéma skenovacího zařízení na principu RTG [11].....	16
Obrázek 5: Soudobý CT snímek [40]	17
Obrázek 4: První snímek pořízený za pomoci CT [14]	17
Obrázek 6: princip fungování CT přístroje s jednou rentgenkou a jedním detektorem [16].....	18
Obrázek 7: Systém DSCT a DECT využívající dvou rentgenek a více detektorů [16].....	19
Obrázek 8: Rozsah rozlišovacích možností jednotlivých typů CT [18]	20
Obrázek 9: Princip konstrukce mikro-CT přístroje [42].....	20
Obrázek 10: Škála HU přiřazená k výsledné barvě zobrazení na výstupu CT [41]	21
Obrázek 11: Podrobná struktura kosti (převzato z Midgley et al. 1993).....	23
Obrázek 12: Koule (X_r), vepsaná struktura Ω a pod P náležící kouli i struktura [31].....	25
Obrázek 13: Euklidovská transformace; binární obraz (vlevo); transformovaný obraz (vpravo)	26
Obrázek 14: Umístění analyzovaného vzorku [43]	27
Obrázek 15: Model geometrie vzorku	27
Obrázek 16: Převod na binární obraz; originální snímek a); algoritmus <i>Tresholt</i> b); binární obraz c).....	28
Obrázek 17: Proces segmentace za pomoci volného výběru.....	29
Obrázek 18: Proces segmentace za pomoci pravidelného výběru	29
Obrázek 19: Umístění měřených úseků ve vztahu k celému vzorku kosti	30
Obrázek 20: Modely geometrie jednotlivých úseků s hodnotami BVF.....	31
Obrázek 21: Porovnání stých snímků jednotlivých úseků; a) vstupní data; b) TbTh; c) TbSp	32
Obrázek 22: 3D model kortikální kostní tkáně.....	33
Obrázek 23: Nastavení funkce pro výpočet tloušťky kortiky	34
Obrázek 25: Histogram tloušťky vnější kortikální vrstvy	34
Obrázek 24: Výsledky měření vnější kortikální vrstvy a tabulka výsledků	34
Obrázek 27: Histogram tloušťky vnitřní kortikální vrstvy	35
Obrázek 26: Výsledky měření vnitřní kortikální vrstvy a tabulka výsledků	35
Obrázek 28: Ukázka okrajových podmínek pro osu měření X a Y	37
Obrázek 29: Kvadratický element solid 187 [35].....	37
Obrázek 30: Diskretizovaná síť elementů solid 187	37
Obrázek 31: Výsledky celkového přetvoření (vlevo) a napětí (vpravo); první úsek, druhý vzorek.....	38
Obrázek 32: Výsledky přetvoření (vlevo) a napětí (vpravo); řez vedený středem vzorku 1.2	38
Obrázek 34: Výsledky přetvoření (vlevo) a napětí (vpravo); řez vedený středem vzorku 2.1	39
Obrázek 33: Výsledky celkového přetvoření (vlevo) a napětí (vpravo); druhý úsek, první vzorek.....	39
Obrázek 35: Směry, ve kterých byl počítán Youngův modul pružnosti.....	40

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Výsledky experimentálních výzkumů lebeční kosti.....	13
Tabulka 2: Přehled významných hodnot HU [18]:.....	22
Tabulka 3: Výsledky měření tloušťky kortiky	35

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1: Porovnání hodnot BVF pro jednotlivé úseky spongiózní kostní tkáň.....	30
Graf 2: Porovnání středních hodnot a směrodatných odchylek trabekulární tloušťky.....	32
Graf 3: Porovnání středních hodnot a směrodatných odchylek mezitrabekulárních prostor ...	33
Graf 4: Výsledky E [MPa] pro všechny směry měření	40
Graf 5: Průměrná hodnota Yongova modulu v jednotlivých směrech	40
Graf 6: Výsledky TbTh a TbSp seřazené podle BVF.....	41
Graf 7: Výsledky E v závislosti na BVF	41
Graf 8: Porovnání výsledků měření s experimentálními výzkumy	42